



Universidade de Lisboa

Faculdade de Motricidade Humana

Análise Eletromiográfica e Cinemática do Padrão de Marcha do Bebê

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em Desenvolvimento
da Criança na variante de Desenvolvimento Motor

Orientadora: Professora Doutora Rita Cordovil Matos

Júri:

Presidente

Professor Doutor João Manuel Pardal Barreiros

Vogais

Professor Doutor Orlando de Jesus Semedo Mendes Fernandes

Professor Doutor Raul Alexandre Nunes da Silva Oliveira

Professora Doutora Rita Cordovil Matos

Inês Moreira

2013

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho apenas foi possível pela colaboração de um conjunto imprescindível de pessoas. Por isso, apresento os meus sinceros agradecimentos:

Aos 12 bebés e respetivos pais, pela disponibilidade e descontração com que aceitaram que os seus educandos fizessem parte de um estudo desta natureza.

Ao Professor João Barreiros pela ajuda que me deu na orientação das ideias e disponibilidade durante todo este período.

Ao Professor Pedro Pezarat-Correia por toda a colaboração, especialmente no que respeita aos procedimentos eletromiográficos.

Ao Professor Raúl Oliveira pela incansável disponibilidade.

Ao Ricardo Duarte pelas sugestões e colaboração no tratamento e análise dos dados, especialmente no que respeita à fase relativa e entropia .

Aos colegas Aurora Mota, Luís Lourenço e Nuno Balão, pela paciente e persistente colaboração nos momentos das recolhas de dados.

E em especial,

Ao João Vaz por toda a sua disponibilidade e ajuda nas recolhas e tratamento de dados.

E à Professora Rita Cordovil pelo seu incansável empenho, dedicação e entrega, que se traduziram numa excelente orientação.

A todos Muito Obrigada!

RESUMO

Este estudo pretende identificar as características cinemáticas, eletromiográficas (EMG) e na duração do ciclo de marcha ao longo do desenvolvimento. Participaram no estudo 12 bebés (3 de cada grupo etário: 6, 9, 12 e 15 meses), sem alterações do desenvolvimento ou ortopédicas. O procedimento experimental consistiu na análise cinemática e EMG da marcha suportada, em passadeira rolante. Registou-se o movimento das articulações do joelho e tornozelo esquerdos no plano sagital e analisou-se a atividade dos músculos vasto interno (VI), bicípete femural (BF), tibial anterior (TA) e gêmeo externo (GE). Calculou-se a fase relativa entre cada par agonista/antagonista, no sentido de analisar a coordenação intermuscular ao longo do tempo, tendo-se verificado a evolução de um padrão de coativação para um padrão de inervação recíproca nos músculos TA/GE, não tendo sido tão visível para o par VI/BF, com valores de entropia da fase relativa dos músculos TA/GE superiores nas crianças mais novas. O movimento do membro inferior do bebé, difere do adulto, principalmente no tornozelo e pé, pois estes utilizam a parte anterior do pé no contacto inicial ao solo (flexão plantar). Existe grande variabilidade inter-individual mesmo entre bebés da mesma idade. A análise da fase relativa acrescenta a possibilidade de analisar a evolução das relações entre padrões de atividade muscular ao longo do tempo.

Palavras-chave: Marcha suportada; bebés; desenvolvimento; EMG; padrão de marcha; ciclo de marcha; coordenação intermuscular; fase relativa; entropia; teoria dos sistemas dinâmicos.

ABSTRACT

This study aimed to identify developmental characteristics of human locomotion in terms of kinematic, EMG analysis and cycle duration. The participants were 12 infants (3 in each age group: 6, 9, 12 and 15 months), with no known neurological, orthopaedic or developmental problems. The procedure consisted of EMG and motion analysis of the supported walking on a treadmill. We recorded the inter-muscular activity of the vastus medialis (VM), the long head of biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and lateral head of gastrocnemius (LG) of the left leg and determined the angular displacements of left knee and ankle joints. Relative phase analyses between pairs of antagonistic muscles was performed to analyze the inter-muscular coordination. The antagonistic muscles TA/LG revealed a coactivation in young infants that evolved to a reciprocal activity pattern. The entropy values of the relative phase of TA/LG were higher for the lower ages. Results for the tight muscles, VM/BF, were not as clear. Concerning the movement pattern, the infant's gait differs from the adult's gait mainly in the ankle joint motion, which initial contact in the stance phase is done with the anterior part of the foot (plantar flexion). There is a large inter-individual variability even between babies with the same age. The use of relative phase analysis seems to be a promising method to analyze the evolution of the relationship between muscle activity patterns over time.

Key-words: Supported gait; toddlers; development; EMG; gait pattern; gait cycle; intermuscular coordination; relative phase; entropy; dynamic systems theory.

ÍNDICE GERAL

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO.....	ii
ABSTRACT.....	iii
ÍNDICE GERAL.....	iv
ÍNDICE DE TABELAS.....	vii
ÍNDICE DE ANEXOS	viii
LISTA DE ABREVIATURAS	ix
I – Apresentação do problema	1
1. Introdução	1
2. Definição do problema.....	3
3. Hipóteses de pesquisa	3
II – Revisão da Literatura	5
1. Teoria dos sistemas dinâmicos aplicada ao desenvolvimento motor.....	5
1.1 Stepping e Kicking.....	7
1.2 Aparecimento da marcha	9
1.3 Marcha em passadeira rolante.....	10
2. Desenvolvimento da marcha.....	15
2.1 Marcha suportada (6 – 12 meses)	17
2.2 Até 4 semanas após o bebé aprender a andar.....	19
2.3 Marcha inicial do bebé.....	21
2.4 Padrão maturo (2 anos após aquisição de marcha autónoma).....	22
2.5 Resumo das principais características do padrão de marcha no estágio inicial, correspondente às faixas etárias dos bebés que integraram a amostra	24
2.6 Marcha do adulto	28
2.6.1 Fases da marcha	28
2.6.2 Amplitudes articulares do membro inferior (joelho e tornozelo no plano sagital)	28
2.6.3 Atividade muscular do membro inferior	29
3. EMG e análise cinemática aplicada em bebés	30
III – Metodologia	33
1. Tipo de estudo e objetivo.....	33
2. Amostra.....	33
2.1 Seleção da amostra.....	33
3. Variáveis	36
3.1 Identificação das variáveis	36
3.1.1 Variáveis independentes	36

3.1.2 Variáveis dependentes.....	36
3.2 Definição operacional das variáveis.....	36
3.2.1 Variáveis independentes	36
3.2.1.1 Velocidade da passadeira rolante.....	36
3.2.1.2 Idade dos bebés	36
3.2.2 Variáveis dependentes.....	37
3.2.2.1 Atividade muscular do VI esquerdo.....	37
3.2.2.2 Atividade muscular do BF esquerdo	37
3.2.2.3 Atividade muscular do TA esquerdo.....	37
3.2.2.4 Atividade muscular do GE esquerdo.....	37
3.2.2.5 Movimentos do joelho no plano sagital - fase de apoio vs. fase oscilante.....	37
3.2.2.6 Movimentos no plano sagital do tornozelo - fase de apoio vs. fase oscilante.....	38
3.2.2.7 Parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha: duração da fase de apoio e duração da fase oscilante.....	38
4. Instrumentos.....	38
4.1 Câmaras.....	38
4.2 EMG.....	39
4.2.1 Análise do sinal eletromiográfico (sinal EMGs).....	39
5. Procedimentos.....	40
5.1 Data e local	40
5.2 Tarefa experimental	41
5.3 Constrangimentos impostos	43
5.4 Procedimentos prévios ao estudo – estudo piloto	44
6. Tratamento de dados	45
IV – Resultados e Discussão.....	47
1. Fases da marcha: fase de apoio vs fase oscilante.....	47
2. Atividade eletromiográfica: percentagem de contração e fase relativa.....	48
3. Análise cinemática: amplitude de movimento no plano sagital das articulações do joelho e tornozelo	57
4. Análise da entropia	60
5. Velocidade da passadeira	62
6. Limitações do estudo e considerações futuras	63
V – Conclusões	65
VI – Referências	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femural (RF), bicípete femural (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 6, 9 e 11,5 meses de idade, respectivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).	19
Figura 2 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femural (RF), bicípete femural (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 12, 13 e 15 meses de idade, respectivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).	20
Figura 3 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femural (RF), bicípete femural (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 2 anos de idade (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).	21
Figura 4 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femural (RF), bicípete femural (BF) e médio glúteo (MG), nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO), aos 3 e aos 7 anos de idade, respectivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).	23
Figura 5 – Atividade muscular do membro inferior de um adulto durante um ciclo de marcha (retirada de Trew, 2002).	29
Figura 6 - Atividade cinemática de um ciclo de marcha do bebê vs do adulto (imagem retirada de Forssberg, 1985).	31
Figura 7– Disposição das câmaras	38
Figura 8. Procedimento experimental	43
Figura 9 – Percentagem de tempo das fases da marcha: fase de apoio e fase oscilante, nos bebês de 6, 9, 12 e 15 meses, comparativamente com o adulto de referência.	47
Figura 10 – Sinais EMG retificados e normalizados dos músculos Vasto Interno (VI) e Bicípete Femural (BF) dos 3 ciclos de marcha dos 12 bebês e de um adulto de referência.....	50
Figura 11 - Histogramas da fase relativa dos sinais de EMGs do VI e BF dos 12 bebês e de um adulto de referência. Valores próximo de -180° ou 180° (em anti-fase) indicam um padrão de inervação recíproca entre os músculos. Valores próximo de 0° (em fase) indicam um padrão de coativação.	51
Figura 12 - Sinais EMG retificados e normalizados dos músculos Tibial Anterior (TA) e Gêmeo Externo (GE) dos 3 ciclos de marcha dos 12 bebês e de um adulto de referência.....	52
Figura 13 - Histogramas da fase relativa dos sinais de EMGs do TA e GE dos 12 bebês e de um adulto de referência. Valores próximo de -180° ou 180° (em anti-fase) indicam um padrão de inervação recíproca entre os músculos. Valores próximo de 0° (em fase) indicam um padrão de coativação.	53
Figura 14- Movimento das articulações do joelho e tornozelo no plano sagital de três ciclos de marcha dos 12 bebês e do adulto de referência.	58

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Tabela-resumo dos principais estudos sobre estimulação da marcha em passadeira rolante	12
Tabela 2. Tabela-resumo das velocidades de passadeira rolante mais utilizadas em estudos com bebés	14
Tabela 3. Tabela-resumo das principais características EMG da marcha instável (adaptada de Okamoto et al., 1998).....	26
Tabela 4 - Critérios de inclusão	33
Tabela 5 - Caracterização da amostra relativamente a variáveis morfológicas e gestacionais, variáveis de estimulação do envolvimento e idades de aquisições motoras e respetivas médias, por sujeito (S), numerado por ordem de recolha de dados.	35
Tabela 6 – Estatística descritiva: mínimo (Mín), máximo (Máx), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV), dos valores de FR dos músculos da coxa nos 3 tercís (1T, 2T e 3T) para os bebés de 6, 9, 12 e 15 meses de idade.	55
Tabela 7 – Estatística descritiva: mínimo (Mín), máximo (Máx), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV), dos valores de FR dos músculos da perna nos 3 tercís (1T, 2T e 3T) para os bebés de 6, 9, 12 e 15 meses de idade.	56

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1 – Ficha de caracterização do bebé.....	I
ANEXO 2 – Consentimento informado.....	III

LISTA DE ABREVIATURAS

AIMS – Alberta Infant Motor Scale

BF – bicípete femoral

CPG – central pattern generator (gerador central de padrão)

CV – coeficiente de variação

DP – desvio padrão

EMGs – eletromiografia de superfície

EMG - eletromiográfica(s)

FA – fase de apoio

FO – fase oscilante

FR – fase relativa

GE – gêmeo externo

GG – grande glúteo

IAPGAR 1' – índice de APGAR ao 1º minuto

IAPGAR 5' – índice de APGAR ao 5º minuto

IAA – idade em que começou a andar apoiado

IAS – idade em que começou a andar sozinho

IEC – idade em que entrou para a creche

IGS – idade em que começou a gatinhar sozinho

ISS – idade em que se começou a sentar sozinho

MG- médio glúteo

Nirmãos – número de irmãos

PC – paralisia cerebral

RF – reto femural

S – sujeito

SIMI – sistema de análise de movimento

SNC – sistema nervoso central

TA – tibial anterior

TG – tempo de gestação

VI – vasto interno

2D – duas câmaras, duas dimensões

3D – três câmaras, três dimensões

1T – 1º tercil

2T – 2º tercil

3T – 3º tercil

“Walking is special. In science, literature, art, and religion, walking upright separates child from infant, man from beast, freedom from slavery, and moral righteousness from turpitude. It is no accident that so much of our developmental iconography depicts upright locomotion as the exalted endpoint on the road of developmental progress.”
(Adolph & Robinson, in press)

I – APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

1. Introdução

A presente Tese de Mestrado está integrada no âmbito do VII Mestrado em Desenvolvimento da Criança na variante de Desenvolvimento Motor, da Faculdade de Motricidade Humana - Universidade de Lisboa.

O tema deste trabalho surge pelo constante acompanhamento de crianças com atrasos de desenvolvimento, nomeadamente com atrasos na aquisição da marcha independente. O conhecimento acerca do modo como esta competência motora evolui ao longo do desenvolvimento, permite detetar alterações precocemente no seu desenvolvimento. Desta forma, pareceu-nos pertinente analisar os padrões de atividade neuromuscular e de movimento do membro inferior na marcha suportada, assim como a duração do ciclo de marcha em bebés de 6, 9, 12 e 15 meses de idade.

A aquisição da marcha independente é um dos marcos mais importantes ao nível do desenvolvimento.

É considerada como a mais complexa competência motora que se desenvolve nos primeiros dois anos de vida, incorporando várias aquisições, tais como o controlo de cabeça e tronco, coordenação dos membros superiores e inferiores e capacidade gradual de neutralizar as forças gravitacionais (Vereijken, Pedersen, & Storksen, 2009).

Comparativamente com o gatinhar, a marcha, bem mais complexa, envolve a manutenção da posição de pé, mecanicamente instável, mantendo o equilíbrio, enquanto o indivíduo desloca o centro de gravidade (K. Okamoto, Okamoto, Andrew, & Ogawa, 1998).

A transição para a marcha independente parece também potenciar o desenvolvimento das interações sociais e comportamentos exploratórios. Promove um aumento do período de interação com as mães, assim como de outras interações mais elaboradas, tais como o direcionarem a atenção das mães para objetos específicos (Clearfield, 2011).

Como tal, a aquisição da marcha tem sido alvo de inúmeros estudos, tanto no que respeita ao seu desenvolvimento, como nas alterações do seu padrão e formas de a estimular em crianças com atrasos de desenvolvimento. São alguns exemplos disso os estudos de Assaiante et al. (2000), Bodkin et al. (2003), Breniere & Bril (1998), Chagas et al. (2006), Schlittler et al. (2010; 2011), Sutherland (1997), Thelen et al. (2002), Ulrich et al. (1995; 2001), Vereijken & Thelen (1997), Zelazo et al. (1972).

No entanto, no que respeita à análise eletromiográfica (EMG) e cinemática nos períodos prévios e posteriores à sua aquisição os estudos são escassos (Cheron et al., 2001; Karr, Rivara, & Cummings, 2005; K. Okamoto, et al., 1998; T. Okamoto, Okamoto, & Andrew, 2003; Pollack-Nelson & Drago, 2002; Yamashita, Okamoto, Okamoto, Andrew, & Ogawa, 1999).

Estes estudos identificaram uma coativação da musculatura antagonista no reflexo de marcha, evoluindo para padrões de inervação recíproca à medida que o padrão de marcha se desenvolve. Contudo, a análise desta coativação tem sido meramente baseada no facto da musculatura antagonista estar "on" ou "off" em determinado momento, não sendo claro o modo como esta relação se desenvolve ao longo do tempo. No sentido de se ultrapassar essa limitação, sugere-se uma alternativa com base na análise da fase relativa da atividade muscular.

A fase relativa representa a relação de coordenação entre um par de músculos (agonista/antagonista) com funções opostas na tarefa/movimento em análise (Clark & Phillips, 1993). A relação entre fases entre componentes oscilatórios, neste caso os membros inferiores, possibilita a identificação de diferentes estados qualitativos do sistema dinâmico (em-fase, anti-fase), nos quais se podem identificar alterações nos padrões coordenativos (Van Emmerik & Wagenaar, 1996).

O objetivo deste estudo transversal é descrever as características EMG e cinemáticas dos membros inferiores e registar os parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha, à medida que o padrão de marcha se desenvolve, em diferentes fases da marcha suportada em bebés entre os 6 e os 16 meses de idade.

Ao longo deste trabalho encontra-se um primeiro capítulo onde é realizada uma revisão da literatura sobre os temas teóricos que fundamentam o problema e que o contextualizam no seio de estudos anteriores sobre a mesma temática. De seguida, a metodologia utilizada na realização da investigação, integrando o problema, a questão orientadora, o tipo de estudo realizado, a seleção da amostra, a descrição das variáveis em estudo e os procedimentos seguidos durante todo o protocolo experimental. Após a apresentação dos resultados é feita a sua interpretação e discussão dos mesmos confrontando os resultados obtidos com a literatura existente e apontando as limitações deste estudo. Por fim, apresentam-se as conclusões a que este estudo conduziu salientando algumas recomendações para futuros estudos.

2. Definição do problema

O objetivo deste estudo é descrever de que forma evolui o padrão de marcha do bebé ao nível do padrão de movimento e atividade muscular dos membros inferiores e dos parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha.

Mais especificamente pretende-se em bebés entre 6-7, 9-10, 12-13 e 15-16 meses de idade durante a marcha suportada em passadeira rolante:

- a) Caracterizar os padrões de movimento no plano sagital do joelho, tornozelo e pé, quer na fase de apoio, quer na fase oscilante;
- b) Caracterizar a atividade dos músculos vasto interno, bicípete femural, tibial anterior e gêmeo externo do membro inferior esquerdo;
- c) Registrar a duração das fases de apoio e oscilante num ciclo de marcha, às velocidades de 0,1 e 0,2 m/s.

3. Hipóteses de pesquisa

A marcha suportada dos bebés em passadeira rolante, baseada nos parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha, atividade muscular dos membros inferiores e padrão de movimento, altera-se ao longo do seu desenvolvimento assemelhando-se cada vez mais ao padrão de marcha do adulto, nomeadamente:

H1 – Os parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha tendem a aproximar-se dos valores de referência do adulto, com diminuição da fase de apoio e aumento da fase oscilante ao longo do desenvolvimento.

H2 – A ativação dos músculos vasto interno e bicípete femural durante a marcha, evolui de padrões de coativação para padrões alternados entre coativação e inervação recíproca.

H3 – A ativação dos músculos tibial anterior e gêmeo externo evolui de padrões de coativação para padrões de inervação recíproca.

H4 – Os padrões de movimento do joelho, tornozelo e pé apresentam características de maior flexão, aumento da flexão plantar e dorsal e apoio com a parte anterior do pé, respetivamente, que ao longo do desenvolvimento se vão aproximando das amplitudes articulares de referência do padrão de marcha do adulto.

H5 – A velocidade da passadeira influencia o padrão de marcha do bebé.

II – REVISÃO DA LITERATURA

1. Teoria dos sistemas dinâmicos aplicada ao desenvolvimento motor

A teoria dos sistemas dinâmicos, naturalmente influenciada pelas quatro clássicas teorias do desenvolvimento de Chomsky et al., Gibson, Vygotsky e Piaget, surgiu na tentativa de explicar o desenvolvimento humano em grande escala. (Thelen & Bates, 2003).

A grande diferença desta teoria para as outras é que as anteriores defendiam que o desenvolvimento se dava a partir de um código genético pré-existente, enquanto nas visões posteriores o desenvolvimento surge a partir de um processo de organização próprio (Utley & Astill, 2008).

A teoria dos sistemas dinâmicos veio permitir uma nova visão sobre o desenvolvimento motor. Este passou a ser visto como a emergência de uma cooperação dinâmica entre vários subsistemas numa tarefa, em contexto específico, deixando de lado a visão de que o comportamento motor estava prescrito e predeterminado pelo sistema nervoso central (Heriza, 1991).

O primeiro pressuposto da abordagem dinâmica é que os organismos em desenvolvimento são sistemas complexos, compostos por diversos elementos individuais inseridos e abertos a um ambiente complexo (Smith & Thelen, 2003).

Segundo Thelen (2005), a Teoria dos Sistemas Dinâmicos assenta em 3 princípios: *complexidade* – cada comportamento é produto de várias partes interativas que trabalham em conjunto para a produção de um determinado padrão, mediante uma tarefa específica e constrangimentos sociais e ambientais; *continuidade no tempo* – o estado do sistema num determinado momento depende de estados anteriores e é o ponto de partida para futuros estados; *estabilidade dinâmica* – os sistemas complexos estão organizados em padrões que têm diferentes graus de estabilidade e liberdade. Engloba tanto os mecanismos como os resultados no desenvolvimento, os aspetos preditores e aqueles que não são esperados.

Segundo a mesma autora, o desenvolvimento é um processo contínuo, sendo que o que aconteceu no passado influencia o que vai acontecer no futuro. Apresenta padrões conhecidos: marcos, idades e estádios nos quais o comportamento é bastante previsível.

Os padrões refletem não só as condições imediatas, mas sim a história da totalidade do sistema. Não é possível afirmar o que é que diretamente influencia o quê uma vez que a totalidade do sistema é reciprocamente parte integrante e interdependente. O comportamento de uma criança depende não só da situação atual como também de situações passadas, situação social e constrangimentos biológicos. A ação desencadeia-se com base em comportamentos anteriores (Thelen, 2005).

Por outro lado, os padrões de desenvolvimento são não-lineares. É praticamente impossível prever o resultado de um processo de desenvolvimento da criança em qualquer situação particular. Por vezes, situações acidentais têm grandes consequências e, em outros momentos têm reduzido impacto. O mesmo acontecimento em contexto familiar ou escolar tem igualmente efeitos muito diversos (Thelen, 2005).

Historicamente, o desenvolvimento motor tem sido estudado com o objetivo de perceber a relação entre estruturas neurais e comportamento (Kamm et al., 1990, p.17).

Segundo a teoria dos sistemas dinâmicos aplicada ao desenvolvimento motor, os padrões de comportamento derivam de múltiplas e heterogêneas componentes do contexto em que a tarefa se realiza (Vereijken & Thelen, 1997).

Um dos aspetos do comportamento motor que tem merecido uma atenção particular na literatura dos sistemas dinâmicos é o estudo do desenvolvimento do padrão motor de marcha. O desenvolvimento da marcha, apresenta um padrão que tem sido descrito como um padrão em U (Gershkoff-Stowe & Thelen, 2004).

Esta designação deve-se à presença do reflexo de marcha após o nascimento, à sua aparente regressão por volta dos dois meses de idade e ao reaparecimento com a aquisição da marcha voluntária no final do 1º ano. Esta característica de não linearidade e de aparente regressão no padrão de marcha tem sido bastante debatida na área do desenvolvimento motor, conforme será descrito nas secções seguintes.

No entanto, através da utilização de uma passadeira rolante monitorizada, para modificação das exigências da tarefa e do envolvimento, pode obter-se um comportamento precoce de marcha (Bodkin, Baxter, & Heriza, 2003).

1.1 Stepping e Kicking

Os bebês movem as pernas mediante diversas situações. O reflexo de marcha do recém-nascido – *stepping*, foi alvo de controvérsia durante vários anos. Este comportamento manifesta-se quando o bebê é suportado verticalmente, com o tronco ligeiramente inclinado anteriormente, de forma a que os pés toquem uma superfície plana. Nesta posição o bebê faz flexão/extensão alternada dos membros inferiores, o que se assemelha à marcha do adulto (Kamm, Thelen, & Jensen, 1990).

As explicações tradicionais, até aos estudos de Thelen e Zelazo, relativamente ao desaparecimento do reflexo de marcha, eram suportadas pela maturação cortical e a persistência do reflexo era considerada um sinal de disfunção do sistema nervoso central.

Estes estudos vieram demonstrar que a persistência do reflexo pode ser influenciada por outros fatores que não exclusivamente a maturação do Sistema Nervoso Central (SNC).

Zelazo e colegas desenvolveram um estudo com os reflexos de marcha e *placing*, tendo por base que os mesmos desapareciam aproximadamente às 8 semanas (Zelazo, Zelazo, & Kolb, 1972). Pretenderam demonstrar que a estimulação destes reflexos aumenta a resposta dos mesmos, antecipando a aquisição da marcha, tendo concluído que:

- o efeito de exercício diário para estimulação destes reflexos aumenta a resposta dos mesmos, antecipando a aquisição da marcha;
- as 8 semanas são um período crítico para a diminuição/desaparecimento da resposta reflexa;
- se a estimulação ocorrer durante as primeiras 8 semanas a resposta reflexa mantém-se e que sem estimulação estas respostas desaparecem;
- quanto maior e mais prolongada no tempo for a estimulação, mais precoce a aquisição da marcha.

Segundo a perspetiva dos sistemas dinâmicos, nem o *stepping* nem o *kicking* são transformados no padrão voluntário de marcha, contudo funcionam como umas das primeiras experiências sensório-motoras do bebê, facilitando o desenvolvimento motor do mesmo.

As diferenças entre o *stepping* e o *kicking* podem ser explicadas pelas alterações na biomecânica do movimento, associada à postura do bebê face à gravidade. Assim, as diferenças cinemáticas entre o *stepping* e o *kicking* podem resultar de diferenças no contexto relativamente às forças gravitacionais, sendo os movimentos espontâneos dos membros inferiores modelados pelas forças que atuam sobre os mesmos (Kamm, et al., 1990).

Thelen e colegas baseados na ideia de que pelas 8 semanas o reflexo de marcha desaparece na posição vertical mas persiste na posição de decúbito dorsal, pretenderam estabelecer a relação entre a morfologia e a permanência do reflexo de marcha através da realização de 3 estudos (Thelen, Fisher, & Ridley-Johnson, 2002). No estudo 1 avaliaram a relação entre o crescimento nas primeiras semanas e a permanência do reflexo de marcha. Nos estudos 2 e 3 manipularam o peso das pernas dos bebês, em que no 2 lhes foram acrescentados pesos às pernas, simulando duas semanas de crescimento físico e no 3 foi-lhes retirado peso às pernas pela submersão em água. Concluíram que nos bebês a que tinha sido acrescentado peso às pernas o número de passos diminuiu e naqueles a que tinha sido retirado peso às pernas, pela submersão em água, o número de passos aumentou.

Estes resultados vieram suportar a ideia de estudos anteriores de que o “desaparecimento” do reflexo de marcha pode ser explicado através das alterações na composição corporal e força muscular.

O sistema músculo-esquelético não atua sozinho, mas é sim sensível ao peso das pernas, aos efeitos da força de gravidade, à estimulação, e a um número de variações do contexto. Esta sensibilidade não pode ser programada antes da ação uma vez que o estado de cada uma das variáveis se altera à medida que os movimentos acontecem e é resultado de correções feitas através de mecanismos de *feedback* (Kamm, et al., 1990).

Se, no entanto, considerarmos que cada um dos subsistemas contribui para o comportamento do bebê, em cooperação e interdependência entre outros subsistemas então, a sensibilidade do sistema músculo-esquelético poderá ser compreendida como uma propriedade emergente da interação dos subsistemas. Esta interação pode variar em diversas formas, ainda que a tipologia do comportamento mantenha as suas formas relativamente estáveis (Kamm, et al., 1990).

Os bebês rolam, gatinham e andam, embora existam outras formas de locomoção em diferentes momentos e em diferentes contextos. Contudo, preferem apenas algumas formas, mais confiáveis. Esta observação está relacionada com as propriedades de auto-organização dos sistemas dinâmicos. Este pressuposto significa que o comportamento do sistema em determinado momento resulta da confluência, ou da junção, das componentes funcionais relativas. Cada uma destas componentes pode inicialmente ser de livre variação, resultando em vários graus de liberdade para serem controlados. O comportamento representa a compreensão dos graus de liberdade do sistema, resultando num padrão funcional. A maioria das atividades funcionais podem ser alcançadas através de uma grande variedade de padrões, embora tenhamos tendência a usar aquelas que requerem um menor gasto energético e mostrem uma maior eficiência dos segmentos funcionais envolvidos (Kamm, et al., 1990).

O *kicking* é um exemplo de um padrão que aparece com consistência quando os bebês são estimulados e espontaneamente movem as suas pernas. Os bebês alternam os movimentos de flexão/extensão dos membros inferiores quando vêem a mãe ou um brinquedo colorido e brilhante, quando estão irritados, e mais tarde quando começam a andar. O *kicking* não é o único movimento que os bebês fazem com as pernas, mas esta é a resposta mais previsível e comum. Nos sistemas dinâmicos, este padrão é denominado de atrator, uma vez que o sistema entra no padrão facilmente e retorna ao mesmo quando este é perturbado ou interrompido. Um atrator corresponde a uma configuração preferida do sistema, mas não obrigatória (Kamm, et al., 1990).

1.2 Aparecimento da marcha

A principal aplicabilidade dos princípios dos sistemas dinâmicos ao desenvolvimento motor humano é particularmente visível na análise do desenvolvimento de comportamentos cíclicos, em particular, da marcha e da corrida (Utley & Astill, 2008).

Em sistemas de diferentes e múltiplas componentes, alterações num dos elementos do sistema, podem-se repercutir à totalidade do sistema, frequentemente produzindo a transferência para novas formas de comportamento. Estas reorganizações fazem parte da história do sistema e podem ter efeito cascata e indireto ao longo do tempo. A marcha autónoma é um exemplo disso, pois facilita a comunicação, marcando o estadio para as

relações sociais, incluindo o aparecimento da fala, considerada um ato motor (Thelen, 2000).

A marcha é definida como o movimento de transferência de peso de um pé para outro, em que há sempre, pelo menos um dos pés, em contacto com a superfície (Gabbard, 1996).

Existem várias visões sobre o aparecimento da marcha e os seus pré-requisitos.

No que diz respeito ao desenvolvimento da marcha, segundo a perspectiva dos sistemas dinâmicos, é dada especial importância às transições entre marcos no desenvolvimento - transições de fase. Desde o início dos anos 80 que os investigadores que estudam a teoria dos sistemas dinâmicos se têm focado nas transições entre competências e no processo de mudança de um estado estável para o próximo estado (Vereijken & Adolph, 1999).

Possivelmente todos os bebés selecionam uma solução estável para moverem os seus membros durante a marcha independente. Contudo, há evidência de que as transições entre os marcos locomotores mostram que o desenvolvimento pode progredir em ambas as direções – de mais para menos soluções variáveis e de menos para mais variabilidade (Vereijken & Adolph, 1999).

Segundo Vereijken & Adolph (1999), existem 5 grandes marcos até à marcha independente, segundo os quais a maioria dos bebés passa: 1 – de imobilidade na posição de decúbito ventral para o rastejar, arrastando o ventre ao longo do solo; 2 – de rastejar com ventre no solo para gatinhar (mãos e joelhos); 3 – de gatinhar (mãos e joelhos) para andar lateral apoiado em mobiliário para suporte; 4 – de andar lateral apoiado para andar para a frente agarrado à mobília com uma das mãos ou com as mãos seguras pelos pais; 5 – de andar para a frente com suporte para marcha independente.

1.3 Marcha em passadeira rolante

Uma vez que os bebés nem sempre dão passos espontaneamente, para o estudo da marcha nestas faixas etárias, é por vezes necessário recorrer à utilização de uma passadeira rolante. Este contexto permite aos bebés dar passos alternados assim que a passadeira se começa a mover, o que faz com que os passos sejam menos sincronizados e

mais parecidos com a marcha do adulto, especialmente na correlação entre anca e joelho (Thelen, 1986).

Para além de Thelen (1986), existem outros autores que defendem que os passos dos bebés, desencadeados pela passadeira rolante, se assemelham ao padrão de marcha do adulto (Schlittler, Sanches, Carvalho, & Barela, 2010).

Este tipo de manipulação do contexto, utilizado para estimulação da marcha, e a avaliação dos seus efeitos nos padrões motores dos bebés tem sido alvo de estudos, principalmente em crianças com atrasos de desenvolvimento, ver tabela 1 (Tabela 1).

Tabela 1. Tabela-resumo dos principais estudos sobre estimulação da marcha em passadeira rolante

Autor(es)/ano	Amostra	Idades dos bebés	Estimulação Intervenção	Resultados
(B. D. Ulrich, Ulrich, Collier, & Cole, 1995)	7 bebés com Síndrome de Down	8-11 meses (início); 13-29 meses (fim)	Mensal, em casa dos bebés, até estes conseguirem dar passos alternados com consistência.	<ul style="list-style-type: none"> - Os bebés deram passos alternados em média 13,3 meses antes da marcha autónoma - Esta resposta varia com a idade e é significativamente maior do que em crianças com desenvolvimento normal - A estabilidade dos passos alternados aumenta com a idade
(Vereijken & Thelen, 1997)	8 bebés (GE) 1; 2 bebés (GC) .	8 de 3 meses; 2 de 7 meses.	4X/semana, durante 1 mês, num total de 16 sessões de estimulação, num laboratório móvel colocado junto à casa dos pais.	<ul style="list-style-type: none"> - O nº de passos pode aumentar com a estimulação da marcha em passadeira rolante; - Existe um maior aumento do nº de passos aos 3 meses do que aos 7 meses, devido à maior instabilidade comportamental aos 3 meses
(D. A. Ulrich, Ulrich, Angulo-Kinzler, & Yun, 2001)	30 crianças com S.Down: 15 estimuladas/15 não-estimuladas	Idade média de 10,24 meses, fase em que se sentaram independentemente por 30seg.	5 dias/semana, durante 8 min., até alcançarem a marcha independente, nas próprias casas.	<ul style="list-style-type: none"> - Os bebés estimulados andaram com suporte 73,8 dias mais cedo do que os não-estimulados; - Os bebés estimulados andaram independentemente 101 dias mais cedo do que os não-estimulados
(Bodkin, et al., 2003)	Estudo de caso: criança em risco de atraso de desenv. neuromotor	5 ¼ meses, idade corrigida	3X/semana, durante 23 semanas de estimulação. A estimulação nas primeiras 12 foi realizada numa clínica; nas 11 semanas seguintes em casa dos pais.	<p>Após 3 meses da estimulação ter acabado:</p> <ul style="list-style-type: none"> - o bebé era capaz de realizar todas as competências motoras da AIMS; - já andava há 2 meses; - gatinhava para subir e descer escadas; - sem assimetrias ou posturas atípicas;
(Mutlu, Krosschell, & Spira, 2009)	Revisão bibliográfica de estudos entre 1950 e Julho de 2007, sobre estimulação da marcha em <i>passadeira rolante</i> em crianças com Paralisia Cerebral (PC) – 8 estudos			<ul style="list-style-type: none"> - A revisão é limitada, devido ao reduzido número de amostra, heterogeneidade ao nível das habilidades dos participantes na <i>Gross Motor Function Classification Systems</i> – níveis de I a IV, e fraca qualidade dos ensaios. - Devido a estas limitações, os autores não puderam concluir que a estimulação da marcha em passadeira rolante resulta em melhorias nas crianças com PC.

Com base nos referidos estudos, a maioria realizados com crianças com atrasos no desenvolvimento, pode concluir-se que a estimulação da marcha em passadeira rolante parece: i) antecipar a alternância dos passos cuja estabilidade, normalmente, aumenta

com a idade; ii) aumentar o número de passos, principalmente em fases de maior instabilidade comportamental; iii) antecipar a aquisição tanto da marcha com suporte como da marcha autónoma; iv) melhorar as competências motoras.

Contudo, na revisão bibliográfica de trabalhos realizados com estimulação de marcha em passadeira rolante de crianças com PC (2007), os autores não identificaram efeitos positivos estatisticamente significativos, devido a limitações das amostras em estudo e à fraca qualidade metodológica dos poucos ensaios/estudos publicados.

No entanto, para efeitos do presente estudo, a passadeira rolante não tem por objetivo a estimulação mas sim o desencadear a marcha no bebé.

Os parâmetros avaliados dizem respeito a apenas um dos membros inferiores do bebé, tal como descrito em alguns estudos de referência sobre esta temática (Chagas et al., 2006; Petersen, Kliim-Due, Farmer, & Nielsen, 2010; Thelen, 1986)

Seguidamente será feita uma abordagem às vantagens da utilização da passadeira rolante, assim como dos parâmetros ideais a utilizar no mesmo.

A marcha pode ser elicitada em bebés com menos de 1 mês no entanto, a marcha precoce é instável. Os bebés dão poucos passos e fazem-no em diferentes padrões bilaterais: apenas com uma perna, com as duas pernas em simultâneo, bem como de um modo alternado. A partir dos 3/4 meses, os passos começam a ser progressivamente mais alternados. Contudo, por esta altura, a performance é variável. Por volta dos 7 meses, a alternância dos membros inferiores torna-se estável, um padrão preferido, especialmente quando a passadeira rolante se move relativamente rápida. O aumento de velocidade da passadeira resulta no aumento do número de passos (Thelen, 1986).

A alternância pode assim ser caracterizada como um padrão comportamental estável, que se desenvolve na segunda metade do primeiro ano de vida (Thelen & Ulrich, 1991)

Relativamente às velocidades da passadeira rolante, referenciadas em estudos sobre marcha e estimulação da marcha, estas variam entre 0,1 e 0,28 m/s, ver tabela 2

Tabela 2. Tabela-resumo das velocidades de passadeira rolante mais utilizadas em estudos com bebés

Autor(es)/ano	Amostra / idades	Estudo	Velocidades
B. D. Ulrich, et al .(1995)	7 bebés com Síndrome de Down entre 8-11 meses (início); 13-29 meses (fim)	Capacidade de bebés com Síndrome de Down darem passos numa passadeira rolante	Devagar: 0,1 m/s Moderada: 0,15 m/s Rápida: 0,2 m/s
Vereijken & Thelen (1997)	8 bebés (GE) de 3 meses; 2 bebés (GC) de 7 meses.	Estimulação da marcha em passadeira rolante, em bebés de 3 e 7 meses	Entre 0,1 a 0,29 m/s
D.A. Ulrich et al. (2001)	30 crianças com Síndrome de Down: 15 crianças estimuladas/15 crianças não-estimuladas de idade média de 10,24 meses	Estimulação da marcha em passadeira rolante de bebés com Síndrome de Down.	0,2 m/s
Bodkin et al. (2003)	Estudo de caso com criança em risco de atraso de desenvolvimento, com 5 ¼ meses, idade corrigida	Estimulação da marcha em passadeira rolante em bebé em risco de atraso de desenvolvimento	0,1 m/s 0,15 m/s 0,2 m/s
Schlittler et al. (2010)	6 bebés com desenvolvimento normal entre os 11 e os 13 meses	Avaliar os efeitos da velocidade da passadeira rolante na marcha dos bebés	0,1 m/s 0,16 m/s 0,22 m/s 0,28 m/s
Schlittler, Lopes, Raniero & Barela (2011)	15 bebés com risco de atraso de desenvolvimento	Estimulação da marcha em passadeira rolante em bebés em risco de atraso de desenvolvimento	0,28 m/s

No estudo de Schlitter et al. (2010), em que se pretendeu identificar qual a velocidade ideal para desencadear a marcha em bebês, os autores concluem que as velocidades moderadas e rápidas parecem ser as mais indicadas para desencadear a marcha em bebês que se encontrem a iniciar a marcha independente, sendo a velocidade de 0,22 m/s a que parece ser mais indicada.

2. Desenvolvimento da marcha

O desenvolvimento do comportamento motor da marcha inicia-se antes do nascimento e continua até à emergência do padrão de marcha maturo, por volta dos 7 anos de idade. Por volta dessa idade, o padrão de movimento e de atividade muscular assemelha-se muito ao do adulto (Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Sutherland, Olshen, Cooper, & Woo, 1980).

O padrão de marcha tende a estabilizar entre os 3,5 e os 4 anos de idade devido ao crescimento físico e à maturação do sistema nervoso central (Sutherland, 1997).

No desenvolvimento da marcha há 3 requisitos que emergem sequencialmente durante os primeiros anos de vida: (1) *força muscular* para suportar o corpo em crescimento; (2) *controle postural e estabilidade dinâmica* para compensar, (re) equilibrar as mudanças do meio, transferências de peso e as alternâncias de equilíbrio; (3) *capacidades de adaptabilidade* da postura e marcha aos diversos tipos de ambientes/contextos que é variável e, por vezes, imprevisível (Kamm, et al., 1990; Thelen & Ulrich, 1991).

Quando o equilíbrio e a força são suficientes, estes combinam-se com as outras competências já existentes – gerador central de padrão, motivação, processos perceptivos e controlo voluntário – para permitir a emergência de um novo comportamento – a marcha independente (Thelen, 1986).

A emergência da marcha independente é caracterizada pelo desenvolvimento de vários sistemas interativos com determinadas componentes hierárquicas. Um gerador central de padrão inato, do inglês “*central pattern generator*” (CPG), é responsável pelo ritmo espontâneo base do ciclo de marcha, que pode ser observado no *stepping* do recém-nascido (Dong, Wang, & Zhang, 2011; Forssberg, 1985; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

No primeiro ano de vida, o desenvolvimento gradual dos sistemas descendentes provenientes dos centros neurais superiores, permite à criança o desenvolvimento de capacidade de controlar a marcha (Forssberg, 1985).

Yamashita et al., (1999) desenvolveram um estudo em que se pretendeu verificar se os critérios de instabilidade da marcha se aplicavam ao processo de desenvolvimento da marcha suportada em recém-nascidos e bebés normais. Avaliaram o padrão de *stepping* com base na atividade dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), bicípete femural (BF) e grande glúteo (GG), através de EMG, em bebés entre os 14 e os 26 dias após o nascimento até aos 4 meses. Paralelamente, foram avaliados longitudinalmente com uma a duas semanas de intervalo até à aquisição de marcha autónoma. Verificaram que entre o 1º e o 4º mês observam-se fortes ondas de intensidade mioelétrica ao nível do GE e VI na segunda metade da fase oscilante, enquanto que no período neonatal isso não se verifica, uma vez que o *stepping* nesta fase é um movimento reflexo originado sob controle espinal (Yamashita, et al., 1999).

Estes resultados sugerem a passagem do reflexo de marcha para o padrão de *stepping* voluntário por volta dos 3 meses de idade (Yamashita, et al., 1999).

O tipo de padrão verificado entre o 1º e 4º mês, com elevadas ondas de atividade mioelétrica ao nível dos músculos do membro inferior, é indicador de marcha instável. É caracterizado por períodos de coativação e de inervação recíproca, com grandes variações, podendo um par muscular apresentar um padrão de inervação recíproca num membro e de coativação no outro (Yamashita, et al., 1999).

A maioria dos bebés começa a diminuir a capacidade de dar passos após os 2 meses de idade. Este período de inatividade dura entre 4 e 8 meses. Em muitos bebés as pernas fletam assim que os baixam na direção do solo. Em outros bebés, os pés contactam o solo mas as pernas não fletam quando o corpo é ligeiramente empurrado para a frente. Após o período de inatividade, a criança pode iniciar a marcha por si própria, primeiro a gatinhar e mais tarde como marcha suportada (Forssberg, 1985).

Para Brenière e Bril, a aprendizagem da marcha divide-se em dois estádios. Numa fase inicial (3 a 6 meses após tentativa de marcha), os bebés aprendem a controlar o equilíbrio. Na fase seguinte, que dura ao longo de 5 anos de marcha independente, o padrão de marcha é refinado progressivamente (Brenière & Bril, 1998)

Okamoto, Okamoto & Andrew (2003), baseados no seu estudo longitudinal com EMG e em estudos anteriores, dividem o desenvolvimento da marcha em 4 fases: *stepping* do recém-nascido, tentativa de *stepping*, *stepping* inicial e marcha suportada. Consequentemente a maturação da marcha divide-se igualmente em 4 fases: tentativa de marcha do bebé, marcha inicial do bebé, marcha imatura e marcha madura.

Existem três requisitos fundamentais para uma marcha eficaz: a capacidade de gerar um padrão rítmico de *stepping*, que mova o corpo para diante (progressão), controlo postural (estabilidade) e a capacidade de adaptar a marcha à tarefa e às exigências do envolvimento (adaptação). No desenvolvimento da marcha, estes três fatores emergem sequencialmente, com o padrão de *stepping* que se desenvolve primeiro, estando presente no recém-nascido de forma ainda limitada, sendo refinado ao longo do primeiro ano, seguindo-se o controle do equilíbrio – controle postural dinâmico, cujo desenvolvimento pleno se dá sobretudo no final do primeiro ano e início do segundo ano de vida, e por fim a capacidade de modificar ou adaptar a marcha de acordo com as exigências e solicitações do meio - adaptabilidade (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Existem também fatores extrínsecos que vão influenciar o sucesso da marcha, como é o caso do uso de fralda.

Num estudo em que se pretendeu avaliar se o uso de fralda influenciava o padrão de marcha do bebé, verificou-se que a sua utilização altera a marcha, tanto a nível funcional, provocando maior número de quedas e diminuição do número de passos, como ao nível da proficiência, induzindo padrões de marcha menos maduros. Concluíram que os bebés despidos andam melhor (Cole, Lingeman, & Adolph 2012). Como tal, no presente estudo, optou-se pela avaliação do padrão de marcha em bebés despídos.

De seguida será feita uma breve descrição de diferentes fases da evolução da marcha a partir da marcha suportada.

2.1 Marcha suportada (6 – 12 meses)

A emergência da marcha suportada não resulta de alterações críticas no padrão de *stepping* per si mas sim devido à maturação do sistema de controle postural que é responsável pelo equilíbrio (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Por volta dos 6 meses de idade, o bebê começa a rastejar para alcançar brinquedos e tende a apresentar um padrão mais estável de *stepping* quando suportado na posição bípede, do que na fase inicial de *stepping* (entre os 3 e os 5 meses de idade). Por volta dos 11 meses, sensivelmente um mês antes de começar a andar de forma independente, o bebê é capaz de se colocar de pé sozinho e de andar com o suporte de uma mão (K. Okamoto, et al., 1998).

Durante a marcha suportada o bebê é capaz de aguentar o peso do próprio corpo e propulsá-lo para a frente, no entanto precisa de suporte para o controle de equilíbrio. Neste tipo de marcha a frequência do passo é mais regular do que durante os primeiros dois meses contudo, a sua *performance* é variável. A coordenação articular sincronizada é menos marcada nesta fase. Verifica-se uma maturação gradual do padrão de marcha ao longo de todo o período de marcha suportada (Forssberg, 1985).

A exagerada flexão da anca na primeira metade da fase oscilante, observada na fase anterior, diminui ligeiramente e a extensão ativa da perna na segunda metade da fase oscilante tende a desaparecer (T. Okamoto, et al., 2003).

O pé é elevado do solo com o calcanhar e dedos dos pés em simultâneo e, muitas vezes, aproximam-se também em simultâneo ao solo, ou seja, não há fase de propulsão no pé e tornozelo, mas sim flexão da anca. O contacto inicial também é feito com o pé todo ou com os dedos, e não apenas com o contacto do calcanhar (Forssberg, 1985; T. Okamoto, et al., 2003).

Na primeira metade da fase oscilante, a atividade do RF é esporádica e as contrações repentinas do BF desaparecem. Na segunda metade desta fase, o GE e o VI têm atividade mínima aos 6 e 9 meses contudo, pouco tempo antes da marcha independente (por volta dos 11,5 meses), observam-se ondas de intensa atividade mioelétrica nestes dois músculos, como se pode observar na figura 1 (T. Okamoto, et al., 2003).

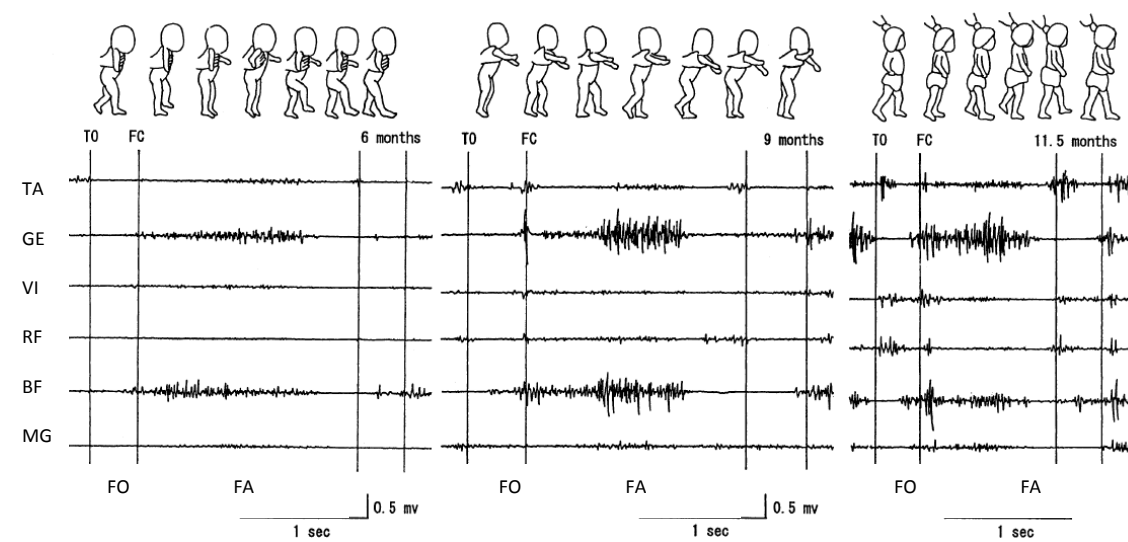


Figura 1 – Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femoral (RF), bicípete femoral (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 6, 9 e 11,5 meses de idade, respetivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).

Na fase final de apoio, o joelho flete antes da anca e estende durante a flexão da anca no final da fase oscilante. Verifica-se uma ligeira flexão (em amplitude e duração) no joelho após o contacto do pé com o solo. O músculo TA está tonicamente ativo, com maior atividade durante o apoio (Forssberg, 1985).

Durante a fase de apoio, a atividade contínua do VI, observada nas fases de desenvolvimento anteriores, desaparece definitivamente. Nesta fase, os músculos anti-gravíticos GE e BF estão muito ativos durante o período de marcha suportada. Ao mesmo tempo, os músculos antagonistas já raramente assumem padrões de coativação, mas sim trabalham, em regra, segundo padrões de inervação recíproca (T. Okamoto, et al., 2003).

2.2 Até 4 semanas após o bebé aprender a andar

Assim que o bebé começa a andar, quando é capaz de dar 10 passos sem suporte, a sua marcha caracteriza-se por rápida flexão da anca com movimento da coxa em diagonal, na primeira metade da fase oscilante. O pé alcança o solo rapidamente e o joelho estende ativamente juntamente com a anca, fazendo o contacto inicial com o solo com toda a face plantar. É frequente observar-se uma ligeira flexão do joelho no membro inferior de

apoio, a base de sustentação é muito larga e o centro de gravidade baixa na fase de apoio. Os braços estão afastados e elevados. No início da fase oscilante o TA e o RF estão muito ativos, frequentemente acompanhados de atividade coordenada do BF, mantida desde a fase de apoio anterior. Mais tarde, na fase oscilante, os GE, VI e BF são geralmente ativados e, somente antes do contacto do pé no solo, verifica-se uma contração momentânea, como se pode observar na figura 2 (T. Okamoto, et al., 2003).

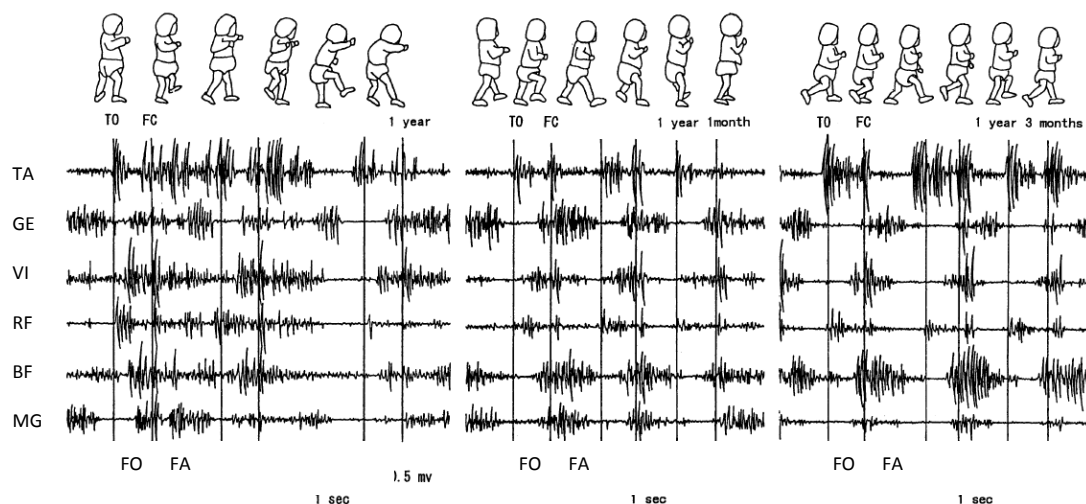


Figura 2 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 12, 13 e 15 meses de idade, respetivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).

A fase de apoio é caracterizada por grande atividade dos músculos em questão, variando entre contrações intermitentes e contínuas de determinado músculo, verificando-se concomitantemente padrões de inervação recíproca, coativação e inervação recíproca invertida (T. Okamoto, et al., 2003).

Num estudo em que se pretendeu identificar critérios de instabilidade da marcha, os autores classificaram a marcha nesta fase (durante o primeiro mês de marcha autónoma) como: *muito instável* – em que o VI está ativo na segunda metade da fase oscilante, o TA e RF ativos durante a fase de apoio e o VI com atividade contínua na fase de apoio. Estas características não se observam na marcha de crianças mais velhas nem na do adulto, servindo como critério de classificação de marcha muito instável (K. Okamoto, et al., 1998).

2.3 Marcha inicial do bebê

O bebê começa a estar habituado a andar e a andar sozinho por períodos de tempo maiores. Não há tanta flexão da anca a meio da fase oscilante, como acontecia na fase anterior de tentativa de marcha. A extensão da perna na última parte da fase oscilante está ativa. No início, é frequente que o contacto com o solo seja feito com a parte anterior do pé no entanto, ocasionalmente, é toda a face plantar que faz o contacto inicial. Existe gradualmente uma diminuição da largura da base de sustentação e ligeira diminuição da flexão do joelho do membro inferior de suporte. Os membros superiores começam a aproximar-se do corpo (T. Okamoto, et al., 2003).

Assim que o dedo grande sai do solo, logo no início da fase oscilante, a maioria dos músculos apresentam o mesmo padrão da fase anterior. Durante a fase de apoio a atividade muscular torna-se menos esporádica. As ondas de atividade mioelétrica contínuas do VI começam a diminuir, surgindo menos vezes. A atividade excessiva dos músculos TA e RF, observadas no início da marcha independente do bebê, tornam-se mais moderadas, enquanto nos músculos GE e BF a atividade permanece intensa, ainda que mais consistente durante a fase de apoio. No apoio unipodal, os padrões de contração dos antagonistas apresentam um padrão de inervação recíproca mais frequente do que no início da marcha independente do bebê, como se pode observar na figura 3 (T. Okamoto, et al., 2003).

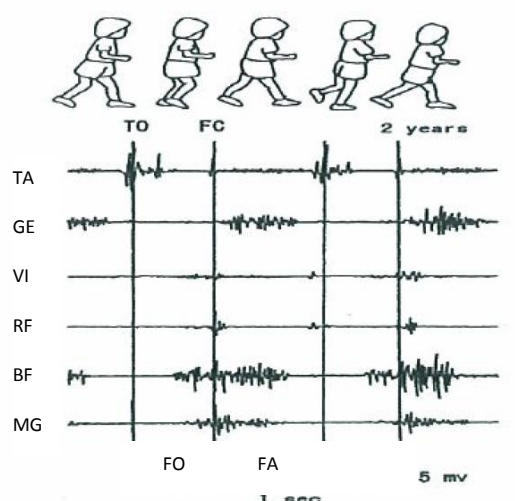


Figura 3 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femoral (RF), bicípete femoral (BF) e médio glúteo (MG) nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO) aos 2 anos de idade (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).

Nesta fase de desenvolvimento da marcha, classificada como *instável*, a atividade do GE na segunda metade da fase oscilante é geralmente observada durante os primeiros 3 meses de marcha independente. Esta atividade é sinal de instabilidade na marcha (K. Okamoto, et al., 1998).

Outras características comuns da marcha no primeiro ano de vida são (1) a elevada cadência (frequência de passos); (2) a ausência de dissociação das cinturas escapular e pélvica; (3) padrão global de flexão (joelho/anca) na fase de apoio (a extensão completa só é conseguida mais tarde, por volta dos 4/5 anos; (4) inclinação lateral pélvica (“*tilt*”) e abdução das ancas na fase oscilante; (5) existe também uma flexão plantar do pé na fase de primeiro apoio, por diminuição da flexão dorsal na fase oscilante, dando a impressão de um apoio não controlado (“*foot-drop*”) relativo no primeiro contacto; (6) os movimentos de propulsão do final da fase de apoio estão ausentes; (7) a base de apoio é muito larga e os braços estão numa posição elevada para serem utilizados como “órgãos” de (re)equilíbrio; (8) existe uma maior duração do duplo apoio (Sutherland, et al., 1980).

Bril e Breniere salientam como principais alterações nos primeiros 4 meses de marcha autónoma e sem assistência a diminuição do tempo de duplo apoio ao longo da idade, aumento do comprimento do passo e diminuição da largura do mesmo (base de apoio mais estreita) e integração progressiva do controle postural e do equilíbrio em situações dinâmicas da marcha (Bril & Breniere, 1993).

Brenière & Bril (1998), pretenderam avaliar o desenvolvimento do controlo postural gravítico durante os primeiros 5 anos de marcha. Identificaram uma correlação negativa significativa entre velocidade da marcha e aceleração vertical, o que sugere que durante a primeira fase de aprendizagem da marcha (desde o momento em que a criança adquire marcha independente até 6 meses depois), a criança não é capaz de controlar o desequilíbrio, caracterizado pelo aumento da fase de apoio unipodal.

2.4 Padrão maturo (2 anos após aquisição de marcha autónoma)

Aos 3 anos de idade, o padrão de marcha está praticamente maturo, com pequenos ajustes contínuos até aos 7 anos de idade (T. Okamoto, et al., 2003; Sutherland, et al., 1980).

A coxa apresenta mínima flexão na primeira parte da fase oscilante. O pé entra frequentemente em contacto com o solo em primeiro lugar com o calcanhar. O tronco, que até por volta dos 2 anos de idade permanecia inclinado para a frente, adquire uma postura mais ereta associada a um ganho da extensão da anca que favorece o desenvolvimento da lordose lombar e os membros superiores deixam de estar elevados. O TA é ativado com consistência assim que o pé deixa o solo, acompanhado por vezes de ligeira atividade do RF. O TA também começa a apresentar forte atividade muscular imediatamente antes do pé contactar com o solo, como se pode observar na figura 4 (T. Okamoto, et al., 2003).

Durante a fase de apoio a atividade contínua do GE, observada na primeira metade desta fase, diminui ou desaparece, sendo substituída por fortes contrações momentâneas na segunda metade da fase de apoio (fase de propulsão). As ondas de intensa atividade mioelétrica contínuas do BF e MG, observadas anteriormente na fase de apoio, começam a diminuir ou desaparecer, assumindo padrões de atividade semelhantes aos do adulto, como se pode observar na figura 4 (T. Okamoto, et al., 2003).

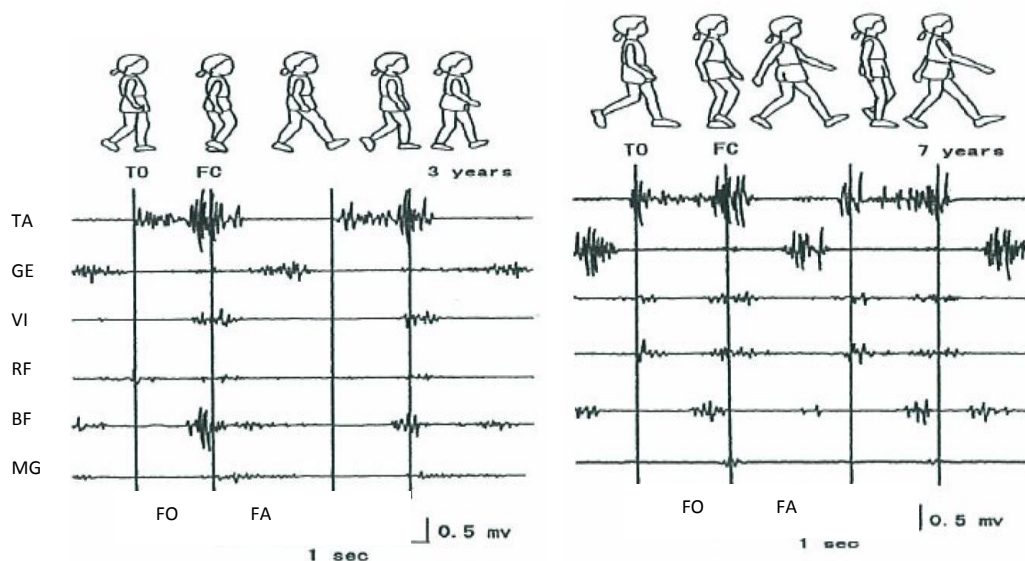


Figura 4 - Atividade EMG dos músculos tibial anterior (TA), gêmeo externo (GE), vasto interno (VI), reto femoral (RF), bicípete femoral (BF) e médio glúteo (MG), nas fases de apoio (FA) e oscilante da marcha (FO), aos 3 e aos 7 anos de idade, respetivamente (imagem retirada de Okamoto et al., 2003).

Nesta fase de desenvolvimento da marcha, classificada como *ligeiramente instável*, verifica-se a atividade do GE na primeira metade da fase de apoio e atividades contínuas

dos músculos BF e GG, desde o contacto inicial até à fase de propulsão. Observa-se em crianças até aos 3 anos (K. Okamoto, et al., 1998).

Por volta dos 2 anos de idade, a inclinação pélvica e a abdução e rotação externa da anca diminuem. No contacto do pé ao solo, surge uma ligeira flexão do joelho e a dissociação entre membros superiores está presente na maioria das crianças. A sensação de pé pendente é substituída pela flexão dorsal durante a fase oscilante (Sutherland, et al., 1980), passando o contacto inicial na fase de apoio a ser feita com o calcanhar

Sutherland et al. (1980) identificaram 5 características importantes que determinam a marcha matura: duração da fase de apoio unipodal, velocidade da marcha, cadência, comprimento da passada e relação entre pélvis e largura da passada.

A duração da fase de apoio unipodal aumenta de forma constante de 32% ao 1 ano de idade para 38% aos 7 anos de idade (39% é o valor típico para o adulto). A velocidade da marcha aumenta e a cadência diminui pois o comprimento do passo aumenta. A cadência da marcha diminui gradualmente com a idade. O comprimento do passo, que é curto durante os primeiros tempos de marcha devido à falta de estabilidade do membro inferior de suporte, aumenta com o aumento do equilíbrio. Este parâmetro está diretamente relacionado com as mudanças de altura e do comprimento dos membros inferiores, existindo uma relação linear entre o comprimento do passo e comprimento dos membros inferiores (Sutherland, et al., 1980).

2.5 Resumo das principais características do padrão de marcha no estágio inicial, correspondente às faixas etárias dos bebés que integraram a amostra (Gallahue & Ozmun, 2005):

- Dificuldade em manter a posição de pé
- Controle de equilíbrio imprevisível
- Membros inferiores rígidos e com ação interrompida
- Passos curtos e aumento da fase de duplo apoio
- Contacto inicial ao solo com a ponta do pé ou apoio plantar total
- Padrão de abdução e rotação externa da anca

- Base de suporte alargada
- Flexão do joelho ao contacto do pé com o solo seguida de rápida extensão da perna

Relativamente à EMG, de seguida será apresentada uma tabela-resumo das principais características da marcha instável, segundo Okamoto et al. (1998).

Tabela 3. Tabela-resumo das principais características EMG da marcha instável (adaptada de Okamoto et al., 1998).

Articulação	Fase da marcha/ músculo(s)	Ocorrência	A atividade diminui ou desaparece	Significado
Tornozelo	FA – TA	- Atividade do TA na FA	- 1 mês após marcha autónoma	- Muito instável
	FO – GE	- Atividade do GE na 2ª metade da FO	- 3 meses após marcha autónoma	- Instável
	FA - GE	- Atividade do GE na 1ª metade da FO	- aos 3 anos de idade	- Ligeiramente instável
Joelho	FO – VI	- Atividade do VI na 2ª metade da FO	- 1 mês após marcha autónoma	- Muito instável
	FA – VI	- Atividade do VI na FA	- 1 mês após marcha autónoma	- Muito instável
Joelho e Anca	FA – RF	- Atividade do RF na FA	- 1 mês após marcha independente	- Muito instável
	FA – BF	- Atividade do BF na FA	- aos 3 anos de idade	- Ligeiramente instável
Anca	FA – GG	- Atividade do GG na FA	- aos 3 anos de idade	- Ligeiramente instável

Notas: FA – Fase de Apoio; FO – Fase Oscilante; TA – Tibial Anterior; GE – Gémeo Externo; VI – Vasto Interno; RF – Reto Femural; BF – Bícipete Femural; Grande Glúteo.

De uma forma geral, a atividade muscular dos membros inferiores progride o sentido de excessiva coativação agonista/antagonista para padrões de inervação recíproca.

Gabbard (1996) identifica 8 principais características de desenvolvimento da marcha, desde o início da marcha independente até ao padrão maturo:

- 1 – A base de suporte diminui até aproximadamente a largura do tronco;
- 2 – O contacto inicial do pé passa de um contacto global do pé, para um padrão no sentido do calcanhar para os dedos;
- 3 – Os ângulos do pé alteram-se com diminuição do movimento de abdução e rotação externa da anca;
- 4 – O padrão de apenas um joelho “trancado” altera-se para o controle dinâmico do joelho. Quando se dá o contacto com o calcanhar, cria-se um momento de flexão que necessita de ser controlado dinamicamente pelos extensores do joelho. Contribui para o amortecimento e a transmissão de forças;
- 5 – A rotação pélvica aumenta para permitir o movimento global do membro inferior bem como dos movimentos contra-laterais dos segmentos superiores e inferiores;
- 6 – A posição dos braços em “guarda-alta” (ombros fletidos e em abdução) diminui gradualmente, e inicia-se a dissociação de membros superiores, que só está otimizada por volta dos 4 anos de idade;
- 7 – O comprimento do passo e da passada aumentam à medida que o comprimento dos membros inferiores aumenta;
- 8 – A velocidade da marcha aumenta e a cadência diminui à medida que o padrão de marcha se desenvolve.

Seguidamente será feita uma breve descrição do padrão de marcha do adulto, cujos valores, no presente estudo, se utilizaram apenas como referência.

2.6 Marcha do adulto

2.6.1 Fases da marcha

A marcha pode ser dividida em ciclos. Cada ciclo é composto por duas fases: fase de apoio e fase oscilante, começando o ciclo com o contacto inicial do pé e terminando no contacto seguinte com o mesmo pé. A fase oscilante é o período de tempo em que o membro inferior a considerar não está em contacto com o solo e a fase de apoio o período de tempo em que o membro inferior a considerar está em contacto com o solo (Trew, 2002).

A fase de apoio é a fase mais complexa da marcha. Durante esta fase o membro inferior dá suporte ao peso do corpo, facilita o equilíbrio e permite a propulsão para a frente. O membro de apoio tem também a função de compensar superfícies irregulares e, quando corretamente posicionado, permite que o outro membro inferior inicie com precisão a fase oscilante. Pode ser subdividida nas seguintes fases: contacto inicial do pé ou contacto do calcanhar, fase média de apoio e fase de propulsão. Durante a fase oscilante, o membro oscilante move-se paralelamente ao membro em apoio, só que para a frente, no sentido da progressão. Esta pode ser subdividida em 3 fases: aceleração, fase média oscilante, desaceleração (Trew, 2002).

Em média e na marcha do adulto, a fase de apoio dura cerca de 60% do ciclo (dos quais 40% correspondem ao apoio unipodal e 20% ao duplo apoio) e a fase oscilante 40% (Trew, 2002).

2.6.2 Amplitudes articulares do membro inferior (joelho e tornozelo no plano sagital)

Para um adulto, os valores de referência para a trajetória da articulação do joelho durante ciclo de marcha, variam entre 3° e 60,7° e para a articulação do tornozelo entre -18° e 27,6° (Pietraszewski, Winiarski, & Jaroszczuk, 2012).

Estes valores podem sofrer ligeiras alterações, consoante a velocidade da marcha. Por exemplo, segundo Trew (2002) a uma velocidade de 3,5 Km/h a amplitude de movimento do joelho do adulto durante um ciclo de marcha varia entre 5° e 58°, enquanto que a do tornozelo entre 0° e 18° de flexão plantar e 0° e 10° de flexão dorsal.

2.6.3 Atividade muscular do membro inferior

A figura 5 demonstra a atividade muscular de um adulto, durante um ciclo de marcha.

Relativamente aos músculos em estudo, pode verificar-se que o quadrícep, do qual faz parte o VI, está ativo nos primeiros 30% do ciclo de marcha (fase de apoio), com controle excêntrico na fase inicial de apoio e depois concêntrico na fase média de apoio. Os *hamstrings*, do qual faz parte o BF, estão ativos nos primeiros 30% do ciclo de marcha (fase de apoio), voltando a estar ativos no início da fase oscilante (3%) e nos últimos 10% do ciclo de marcha, excêntricamente, verificando-se um período de coativação desta musculatura. O TA está ativo excêntricamente nos primeiros 10% do ciclo, na fase de contacto com o calcanhar, voltando a ativar-se concentricamente nos últimos 30% do ciclo, ao qual corresponde a fase oscilante, de forma a que o pé não arraste no solo até novamente ao contacto com o calcanhar, dando-se início a um novo ciclo de marcha. O tricípete sural, do qual faz parte o GE, está ativo nos últimos 10% da fase de apoio, fase de propulsão, concentricamente (Trew, 2002).

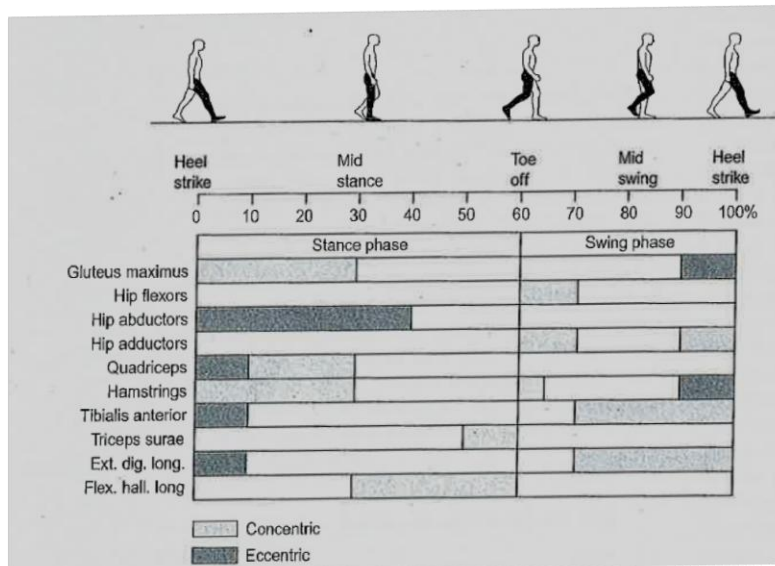


Figura 5 – Atividade muscular do membro inferior de um adulto durante um ciclo de marcha (retirada de Trew, 2002).

3. EMG e análise cinemática aplicada em bebês

A EMG aplicada às crianças apresenta maiores constrangimentos do que quando aplicada em adultos.

Embora o estudo da marcha nesta população, através da EMG seja difícil, existem vários estudos sobre desenvolvimento da marcha que recorreram à sua utilização, nomeadamente os estudos de Okamoto e colegas (1998; 2003).

Na generalidade, estes estudos têm vindo a descrever as alterações ao nível da atividade muscular dos membros inferiores, ao longo do desenvolvimento.

No estudo de Okamoto et al. (2003), os autores avaliaram, num estudo de caso, as alterações no desenvolvimento do padrão de marcha, desde o reflexo de marcha até à marcha autónoma, através de EMGs. Baseados em estudos anteriores de marcha, escolheram os seguintes músculos dos membros inferiores: longa porção do bicípete femoral, grande glúteo, gêmeo externo, reto anterior, tibial anterior e vasto interno. Os autores verificaram diferenças marcadas na atividade muscular em cada um dos estádios avaliados: reflexo de marcha, marcha suportada e marcha autónoma, tal como referido anteriormente, na secção relativa ao *desenvolvimento da marcha*.

Num estudo mais recente, onde também se recorreu à utilização da EMGs e análise cinemática, foi comparada a evolução dos padrões motores da marcha entre recém-nascidos, bebês em início de marcha, crianças com marcha autónoma e adultos. Os autores verificaram que alguns padrões primitivos de atividade muscular, presentes no recém-nascido, se mantêm ao longo do desenvolvimento, havendo outros padrões que surgem a partir do início da marcha autónoma (Dominici et al., 2011).

Um outro estudo, pretendeu avaliar o desenvolvimento dos ajustes posturais associados ao início da aquisição da marcha, recorrendo a uma amostra de bebês com 1-4 e 9-17 meses de experiência de marcha, crianças entre os 4 e os 5 anos de idade e adultos (n total=28), recorrendo também à utilização da EMGs. Concluíram, sob este ponto de vista, que as crianças mais velhas e os adultos apresentam níveis mais baixos de ativação dos músculos da anca e joelho, mas ativação mais elevada ao nível do tornozelo (Assaiante, Woollacott, & Amblard, 2000).

Ainda dentro dos estudos associados ao equilíbrio que recorreram à utilização da EMGs nos membros inferiores (gêmeos, *hamstrings*, paravertebrais, tibial anterior, quadricípete e abdominais) é de salientar também um, cujo objetivo foi avaliar o desenvolvimento do equilíbrio em crianças, utilizando uma amostra com idades compreendidas entre os 9 meses e os 10 anos de idade (n total = 44), testada sobre uma plataforma móvel. Concluíram que as crianças mais novas apresentam magnitude e atividade muscular sinergista menores, picos de torque mais baixos, tempos de estabilização do centro de gravidade maiores e maiores deslocamentos do centro de gravidade do que nos grupos de crianças mais velhas ou com maiores avanços no desenvolvimento (Sundermier, Woollacott, Roncesvalles, & Jensen, 2001).

Forssberg, num estudo em que recorreu à utilização da EMG e análise cinemática, numa amostra de 185 bebés entre os 5 dias de vida e os 10 meses de idade, avaliou de que modo o padrão de marcha se altera ao longo dos primeiros 2 anos de desenvolvimento. Verificou uma transformação gradual do movimento de locomoção desde um padrão de movimento das articulações síncrono, até um padrão dissociado semelhante ao do adulto, que ocorre na segunda metade do segundo ano de vida. Nesse momento, o apoio do calcanhar começa a surgir em frente ao corpo. A figura 6 exemplifica a cinemática do recém-nascido *versus* a do adulto (Forssberg, 1985).

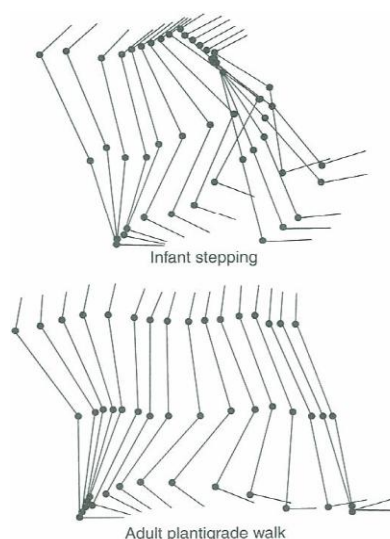


Figura 6 - Atividade cinemática de um ciclo de marcha do bebé vs do adulto (imagem retirada de Forssberg, 1985).

A análise EMG vai de encontro aos resultados encontrados através da análise cinemática. Por exemplo, no recém-nascido, o padrão motor é caracterizado pelo elevado nível de

atividade síncrona. Por outras palavras, os músculos extensores das diferentes articulações ativam-se em simultâneo com os músculos flexores, verificando-se co-ativação da musculatura agonista e antagonista. Tal como no padrão de movimento, o padrão EMG torna-se mais maturo durante a segunda metade do segundo ano de vida, com as articulações a apresentarem padrões de inervação recíproca (Forssberg, 1985).

III – METODOLOGIA

1. Tipo de estudo e objetivo

Com o objetivo de caracterizar o padrão de marcha do bebê, ao nível do padrão de movimento e atividade muscular dos membros inferiores e parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha em bebês entre 6-7, 9-10, 12-13 e 15-16 meses de idade, foi realizado um estudo descritivo de tipo transversal. Apesar do estudo ser essencialmente descritivo, foi feito recurso à estatística inferencial para a análise de alguns resultados.

2. Amostra

2.1 Seleção da amostra

Tratando-se de uma população especial, por serem menores, a amostra foi selecionada por conveniência, através de contactos informais com pessoas conhecidas da aluna e orientadora do estudo, de acordo os critérios de inclusão apresentados na tabela 4.

Tabela 4 - Critérios de inclusão

Critérios de Inclusão
Bebés entre os 6-7, 9-10, 12-13 e 15-16 meses de idade
Bebés com índices de Apgar ≥ 7 aos 5 min.
Bebés sem lesões neurológicas
Bebés sem alterações no desenvolvimento
Bebés sem alterações músculo-esqueléticas

2.2 Caracterização da amostra

A amostra em estudo é constituída por 12 bebés, dos quais 8 (67%) são do género feminino e 4 (33%) do género masculino. A caracterização da amostra relativamente a variáveis morfológicas e gestacionais (peso, altura, tempo de gestação e índice de APGAR ao 1º e 5º minutos), variáveis de estimulação do envolvimento (número de irmãos e idade em que entrou para a creche) e idades de aquisições motoras (sentar sozinho, gatinhar sozinho, andar apoiado e andar sozinho) é apresentada na Tabela 5.

Tabela 5 - Caraterização da amostra relativamente a variáveis morfológicas e gestacionais, variáveis de estimulação do envolvimento e idades de aquisições motoras e respetivas médias, por sujeito (S), numerado por ordem de recolha de dados.

Características	6 -7 meses				9 - 10 meses				12-13 meses				15-16 meses			
	S3	S5	S7	M6	S1	S4	S11	M9	S8	S2	S6	M12	S10	S9	S12	M15
Peso (kg)	7,6	7,36	8,2	7,72	8,1	8,8	8,4	8,43	10,7	9,1	9,48	9,76	10,53	10,6	10,7	10,61
Altura (m)	0,69	0,65	0,7	67,83	69,5	74	69	70,83	80	71,5	76	75,83	78	80	77	78,33
TG (semanas)	40	34	39	37,67	38	38	40	38,67	38	40	39	39	39	39,5	39	39,17
IAPGAR 1'	8	8	8	8	7	10	10	9	9	9	9	9	9	9	9	9
IAPGAR 5'	9	9	8	8,67	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
N irmãos	0	0	0	0	0	1	2	1	0	0	0	0	0	0	2	0,67
IEC (meses)	-	-	4	4	7	-	-	7	-	10,5	-	10,5	-	-	-	0
ISS (meses)	-	6	7	6,5	-	7,5	5	6,25	-	6	5	5,5	7	-	6,5	6,75
IGS (meses)	-	-	9	9	-	8	-	8	9	9	8,5	8,83	8,5	-	8	8,25
IAA (meses)	-	-	-	11	-	-	-	0	7,5	-	9	8,25	10,5	11	-	10,75
IAS (meses)	-	-	-	0	13	11,5	11	11,83	13	12	12	12,33	14,5	12,5	11	12,67

Notas –TG – tempo de gestação; IAPGAR 1' - APGAR ao 1º minuto; IAPGAR 5' - índice de APGAR ao 5º minuto; N irmãos - número de irmãos; IEC- idade em que entrou para a creche; ISS - idade em que se começou a sentar sozinho; IGS - idade em que começou a gatinhar sozinho; IAA - idade em que começou a andar apoiado; IAS - idade em que começou a andar sozinho; M6 – média dos bebés de 6 meses; M9 – média dos bebés de 9 meses, M12 – média dos bebés de 12 meses, M15 – média dos bebés de 15 meses.

3. Variáveis

3.1 Identificação das variáveis

3.1.1 Variáveis independentes

- Velocidade da passadeira rolante
- Idade dos bebés

3.1.2 Variáveis dependentes

- Atividade muscular do vasto interno (VI) esquerdo
- Atividade muscular do bicipite femural (BF) esquerdo
- Atividade muscular do tibial anterior (TA) esquerdo
- Atividade muscular do gêmeo externo (GE) esquerdo
- Movimentos no plano sagital do joelho - fase de apoio VS fase oscilante
- Movimentos no plano sagital do tornozelo - fase de apoio VS fase oscilante
- Parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha

3.2 Definição operacional das variáveis

3.2.1 Variáveis independentes

3.2.1.1 Velocidade da passadeira rolante

A passadeira rolante tem por objetivo desencadear a marcha nos bebés, mesmo naqueles que ainda não tenham adquirido marcha autónoma.

Foram definidas duas velocidades para cada recolha experimental, 0,1 e 0,2 m/s, tendo por base a literatura revista bem como as velocidades mais confortáveis para a estimulação da marcha no bebé, observadas durante o estudo piloto.

3.2.1.2 Idade dos bebés

Os bebés tinham entre 6 e 16 meses de idades e foram agrupados em 4 faixas etárias: 6-7, 9-10, 12-13 e 15-16 meses.

Os encarregados de educação, à data da recolha, tiveram de preencher a ficha de identificação do bebé, onde para além de outros dados, era registada a data de nascimento e a idade atual do mesmo (Anexo 1).

3.2.2 Variáveis dependentes

3.2.2.1 Atividade muscular do VI esquerdo

O VI é uma das porções do músculo quadricípete crural, músculo anterior da coxa, extensor da perna (Esperança Pina, 1999).

A atividade deste músculo foi medida através de eletromiografia de superfície.

3.2.2.2 Atividade muscular do BF esquerdo

O BF ou bicípete crural é um flexor e rotador externo da perna e um extensor da coxa sobre a bacia (Esperança Pina, 1999).

A atividade deste músculo foi medida através de eletromiografia de superfície.

3.2.2.3 Atividade muscular do TA esquerdo

O TA é o músculo mais interno da região anterior da perna e é responsável pelos movimentos de flexão dorsal e inversão do pé (Esperança Pina, 1999).

A atividade deste músculo foi medida através de eletromiografia de superfície.

3.2.2.4 Atividade muscular do GE esquerdo

O GE é uma das porções do músculo tricípete sural, juntamente com o gêmeo interno e o solhar. Estes três músculos apresentam, em baixo, um tendão comum, que se insere no calcâneo, o *tendão de Aquiles*. Este músculo é um flexor plantar e inversor do pé (Esperança Pina, 1999).

A atividade deste músculo foi medida através de eletromiografia de superfície.

3.2.2.5 Movimentos do joelho no plano sagital - fase de apoio vs. fase oscilante

Foi determinada a amplitude dos movimentos de flexão/ extensão do joelho num ciclo de marcha através do sistema de análise de movimento SIMI.

3.2.2.6 Movimentos no plano sagital do tornozelo - fase de apoio vs. fase oscilante

Foi determinada a amplitude de flexão plantar/ flexão dorsal do tornozelo, num ciclo de marcha, através do sistema de análise de movimento SIMI.

3.2.2.7 Parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha: duração da fase de apoio e duração da fase oscilante.

As durações da fase de apoio e da fase oscilante foram medidas através do sistema de movimento SIMI.

4. Instrumentos

4.1 Câmaras

Utilizaram-se duas câmaras (2D) de alta velocidade Basler A602fc (Basler Vision Technologies, Ahrensburg, Germany), uma no plano frontal e outra no plano sagital como demonstrado na figura 7.

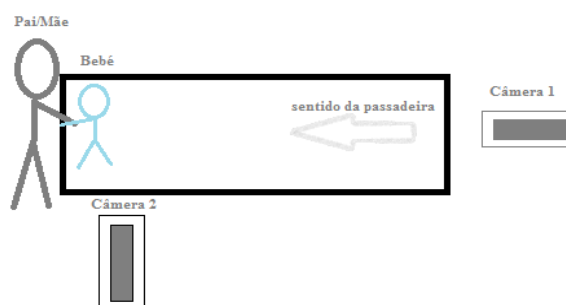


Figura 7– Disposição das câmaras

Os dados recolhidos através de vídeo foram gravados por uma câmara localizada no plano sagital, a 50 Hz, a qual estava sincronizada com a EMG.

As imagens captadas através das câmaras foram carregadas no *software Simi Reality Motion Systems* (Unterschleissheim, Alemanha), o qual reconhece os pontos refletores nas imagens, seguindo-os durante toda a situação recolhida.

O *software* foi calibrado com recurso a uma barra com refletores dispostos a alturas diferentes. As alturas foram medidas com fita métrica e para cada câmara fez-se uma correspondência entre a identificação do ponto luminoso no *software* e o posicionamento correspondente real do refletor.

A trajetória das articulações do joelho e tornozelo esquerdos foram determinadas através da digitalização dos pontos marcados.

4.2 EMG

A eletromiografia de superfície (EMGs) consiste no estudo da atividade neuromuscular através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo (Pezarat-Correia & Santos, 2004).

Esta é de mais fácil manuseamento e controlo para o experimentador, maior conforto para o executante e permite uma análise global do comportamento dos músculos sendo normalmente, o tipo de EMG escolhida pelos investigadores para os estudos cinesiológicos (Pezarat-Correia & Santos, 2004).

A EMG é fundamental na análise da marcha, suportando os profissionais na avaliação da função muscular durante a mesma (Benedetti, Agostini, D'Apote, & Knaflitz, 2010).

4.2.1 Análise do sinal eletromiográfico (sinal EMGs)

Segundo Pezarat-Correia (2004), a análise qualitativa do sinal EMGs em bruto, permite uma primeira avaliação da atividade muscular e a identificação de um padrão de atividade dos músculos envolvidos, através da análise dos períodos de atividade e silêncio (análise “on” ou “off”). A análise quantitativa dos sinais EMGs baseia-se em três tipos de variáveis: de estrutura temporal, de amplitude e de frequência. Para o presente estudo apenas é de referir a estrutura temporal e amplitude pois foram as utilizadas. A estrutura temporal é feita pela determinação dos tempos de ocorrência dos fenómenos mais importantes, como o início e o final das ativações ou a altura em que tem lugar o pico máximo de atividade. A amplitude é a quantidade que expressa o nível de intensidade do sinal. A amplitude da curva EMGs varia com a quantidade de atividade

elétrica detetada no músculo a cada momento e fornece informação sobre a intensidade de ativação do músculo. O sinal EMG em bruto apresenta uma janela de amplitudes que varia entre 10 microvolts e 5 milivolts pico a pico.

Os sinais EMG foram recolhidos através de elétrodos bipolares ativos de superfície e equipamento telemétrico bioPLUX® research 2010 (PLUX, Lisbon, Portugal), através de ligação *Bluetooth*. As superfícies de deteção N (Al/AgCl, AMBU® BlueSensor, Ballerup, Denmark) foram colocadas em cada músculo avaliado, com 20mm de distância entre os seus centros, na direção das fibras musculares, entre as extremidades palpáveis do ventre muscular. O eletrodo terra foi colocado sobre a rótula (Horton, Lindsay, & B.R., 2001; T. Okamoto, et al., 2003). Os sinais EMG foram amplificados com uma banda de 10-500 Hz, capacidade de rejeição do modo comum (CMRR) de 110 dB e impedância de input maior que 100 MΩ e digitalizados a 1000Hz. Previamente ao processamento, e de forma a se garantir a sua qualidade, os sinais EMG em bruto foram inspeccionados visualmente por um investigador experimentado. Para tratamento dos dados EMG, foram utilizadas rotinas MATLAB® V.R2013a (The Mathworks Inc., Natick Massachusetts, USA) desenvolvidas no Laboratório de Comportamento Motor da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. Os sinais EMG em bruto foram filtrados digitalmente (10 - 490Hz), retificados e suavizados com um filtro butterworth passa-baixo (12Hz, ordem 4). Neste ponto, os sinais EMG estavam prontos para análise.

Para a análise dos padrões de coordenação intermuscular foi calculada a fase relativa entre pares de músculos, agonista/antagonista, segundo a equação de Palut e Zanone (Palut & Zanone, 2005). Os dados da fase relativa variaram entre -180° e 180°, tendo sido representados através de histogramas.

5. Procedimentos

5.1 Data e local

O estudo foi realizado no Laboratório de Comportamento Motor da Faculdade de Motricidade Humana – Universidade de Lisboa, local onde existe uma passareira rolante e estão reunidas as condições necessárias para a filmagem e tratamento de imagens através do sistema de análise de movimento *SIMI*. As filmagens da situação experimental

foram realizadas durante 1min. e 30 seg em cada uma das velocidades pré-definidas (0,1 e 0,2 m/s), num total de 3min. de estimulação de marcha em passadeira, tendo a data das recolhas sido definida consoante as faixas etárias dos bebés disponíveis para o estudo, assim como em função da disponibilidade dos pais e investigadores. As recolhas iniciaram-se em Novembro de 2012 e terminaram em Abril de 2013.

5.2 Tarefa experimental

No dia anterior ao da recolha com cada bebé, contactaram-se os pais no sentido de não se esquecerem de levar o boletim do bebé atualizado e de, no dia da recolha não lhes porem creme nas pernas, devido aos procedimentos da EMG.

Os dados de cada bebé foram recolhidos num período máximo de uma semana após consulta de rotina no pediatra, tendo os dados relativos ao peso e altura sido retirados do mesmo.

No dia da recolha, foi pedido aos pais que, depois de lhes ter sido explicado o estudo e seus procedimentos, lessem a ficha informativa e assinassem o consentimento informado (Anexo 2), que preenchessem uma ficha de caracterização dos seus educandos (Anexo 1), e que nos deixassem consultar o boletim do bebé. Na ficha de caracterização era solicitado aos pais que preenchessem os dados referentes a: data de nascimento, idade no momento da recolha, peso, altura, tempo de gestação, índice de Apgar, número de irmãos, idades, creche que frequenta, idade em que entrou para a creche, atividades extra-curriculares, dia em que começou a sentar-se sozinho, dia em que começou a gatinhar, dia em que começou a andar apoiado, dia em que começou a andar sozinho. No final do preenchimento destes dados, os encarregados de educação assinavam e deixavam o seu contacto (e-mail ou telefone).

O procedimento experimental consistiu na análise EMG e cinemática da marcha suportada dos participantes. Os pais suportaram os bebés na posição vertical, de frente para eles, de forma a que os pés tocassem no tapete da passadeira rolante.

Esta funcionou como desencadeadora da marcha, a duas velocidades diferentes, 0,1 (velocidade 1) e 0.2 m/s (velocidade 2). Os bebés andaram 1,30 min em cada uma das velocidades, tendo sido analisados três ciclos de marcha de cada um dos participantes,

em cada velocidade. Selecionaram-se três ciclos, uma vez que em alguns casos, nas idades mais baixas, dificilmente se conseguem captar mais do que três ciclos seguidos, devido à imaturidade do padrão de marcha. Foram selecionados os melhores três ciclos de marcha seguidos de cada bebé, sem intercorrências, como sejam paragens e mudanças bruscas de postura.

Tal como em estudos anteriores sobre desenvolvimento da marcha, optou-se por analisar os dados apenas de um dos membros inferiores (Forssberg, 1985; K. Okamoto, et al., 1998; Petersen, et al., 2010; Yamashita, et al., 1999).

Uma vez que se tratavam de bebés, os procedimentos prévios à colocação dos elétrodos de EMG, consistiram apenas na limpeza da pele com um algodão embebido em álcool, embora se tenha pedido aos pais previamente que não lhes pusessem creme nas pernas no dia da recolha, como referido anteriormente.

Com base em estudos anteriores selecionaram-se os músculos vasto interno (VI), bicípete femoral (BF), tibial anterior (TA) e gêmeo externo (GE), para análise da atividade intermuscular.

Os dados da contração muscular para os bebés não foram normalizados relativamente a uma contração muscular máxima por impossibilidade metodológica de utilizar este tipo de procedimento com bebés. Deste modo, foi tida como referência para a normalização dos sinais EMG em amplitude de cada músculo o valor EMG máximo verificado nesse músculo durante os 3 ciclos de marcha para cada bebé.

Colocaram-se marcas refletoras no grande trocânter, epicôndilo femural, maléolo externo, calcâneo e base do 5º metatársico no membro inferior esquerdo de cada um dos participantes (ver figura 8). A trajetória das articulações do joelho e tornozelo esquerdos foram determinadas através da digitalização dos pontos marcados. Utilizou-se o sistema de movimento SIMI Motion 3D system (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Germany). Os dados recolhidos através de vídeo foram gravados por uma câmara localizada no plano sagital, onde a maioria dos movimento ocorre (White, 2002) tal como nos estudos de Forssberg (1985) e Ulrich et al. (1995), do lado esquerdo do bebé, a 50 Hz, a qual estava sincronizada com a EMG.



Figura 8. Procedimento experimental

O procedimento experimental não envolveu qualquer risco para os participantes nem para os seus encarregados de educação.

5.3 Constrangimentos impostos

Durante as recolhas de dados, e por se tratar de uma população muito específica, deparámo-nos com os seguintes constrangimentos:

- Os fios de ligação dos eléktodos de EMG à caixa da PLUX dificultaram as recolhas pois, muitas das vezes, os bebés devido ao movimento constante, enrolavam-se nos mesmos, acabando por ficar irritados;
- Os bebés tiveram tendência a descolar e arrancar os eléktodos EMG. Como tal, estes foram, na maioria dos casos, fixados com *tape*, doloroso ao ser retirado;
- Os eléktodos EMG eram também dolorosos na fase de serem retirados, causando quase sempre choro no final das recolhas;
- Devido às recolhas terem sido realizadas sem utilização de fralda, os descuidos ocorridos, fizeram na grande maioria com que o *tape* e os eléktodos abrangidos se descolassem;
- Os marcadores refletorres (3D), devido ao padrão de marcha imaturo (os pés cruzavam e batiam um no outro) saltavam muitas vezes;

Estes constrangimentos dificultaram as recolhas obrigando, muitas vezes, a repeti-las, para que não houvesse compromisso no rigor dos dados analisados mais à frente nos resultados.

5.4 Procedimentos prévios ao estudo – estudo piloto

Foi realizado um estudo piloto para simulação e teste da situação experimental, com o objetivo de testar os procedimentos e o equipamento, aferir o tempo de colocação dos elétrodos de EMG bem como dos marcadores refletor, avaliar o comportamento típico de um bebé naquelas circunstâncias, assim como familiarizar a equipa de colaboradores com as suas funções e com as diferentes tarefas. Esta sessão teve também como objetivo verificar se seria necessário fazer alguma modificação à tarefa experimental pré-definida. Após esta sessão verificou-se que:

- A passadeira de bebé causava ruído no sinal eletromiográfico;
- A qualidade dos sinais EMG, na ausência de ruído era boa;
- Pelo facto de a terem sido monitorizados 12 músculos: grande glúteo (GG), reto femoral (RF), vasto interno (VI), bicipite femoral (BF), tibial anterior (TA) e gêmeo externo (GE), bilateralmente, a recolha foi difícil pelo excesso de cabos e movimento constante do bebé;
- As marcas refletoras (em forma de bola – 3D) nos calcâneos e 5ºs metatársicos caíam com o movimento das pernas do bebé;
- Existiam poucas fontes de distração/entretenimento para os bebés.

Mediante os constrangimentos referidos adotaram-se as seguintes modificações:

- Foi utilizada a passadeira de adulto e não a de bebé. A primeira foi testada com o bebé e não houve ruído no sinal EMG;
- Reduziram-se os músculos a testar para 8, dois pares de músculos agonistas/antagonistas bilateralmente: VI/BF e TA/GE, sendo assim apenas necessária uma caixa PLUX;
- As marcas refletoras (em forma de bola – 3D) nos calcâneos foram substituídas por marcas refletoras autocolantes, com a mesma forma;

- Foram colocados brinquedos à disposição dos encarregados de educação e bebés, de forma a facilitar a familiarização e ambientação ao laboratório.

6. Tratamento de dados

Para a análise dos padrões de coordenação intermuscular foi calculada a fase relativa entre pares de músculos, agonista/antagonista, segundo a equação de Palut e Zanone (Palut & Zanone, 2005).

Foi calculada a entropia que é uma medida da desordem ou imprevisibilidade de um sistema. A entropia é bastante utilizada para definir a periodicidade ou regularidade de dados humanos (Yentes et al., 2013).

A entropia amostral, tipo de análise que se utilizou, refere-se à aplicabilidade de dados amostrais de séries temporais, provenientes de um processo contínuo (Richman & Moorman, 2000). Foi calculada a entropia amostral da fase relativa dos músculos da coxa e da perna e das amplitudes articulares do joelho e tornozelo.

O tratamento estatístico foi realizado através do *software* SPSS versão 19.0, onde foram realizados os seguintes testes:

- *Teste t* para amostras emparelhadas para analisar as diferenças entre as duas velocidades em estudo;
- *Teste de Shapiro-Wilk* para avaliar a normalidade da distribuição da entropia da fase relativa dos sinais EMG dos músculos da coxa e da perna e da entropia das amplitudes articulares do joelho e tornozelo por grupos de idades;
- *Teste T* para comparar os dois grupos de crianças (mais novos e mais velhos) ao nível dos sinais EMG dos músculos da coxa e perna e amplitudes articulares do joelho e tornozelo;

Utilizou-se como referência o valor de p de 0,05 para um nível de significância de 95%.

IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados relativos às características cinemáticas, eletromiográficas (EMG), entropia e parâmetros temporais do ciclo de marcha ao longo do desenvolvimento de 12 bebês (3 de cada faixa etária: 6, 9, 12 e 15 meses de idade), em marcha suportada numa passarela com a velocidade de 0,2 m/s.

1. Fases da marcha: fase de apoio vs fase oscilante

Na figura 9 são apresentadas as percentagens de tempo médias em fase de apoio e fase oscilante, de 3 ciclos de marcha, dos bebês de 6, 9, 12 e 15 meses e do adulto de referência, na velocidade 2 (0,2 m/s).

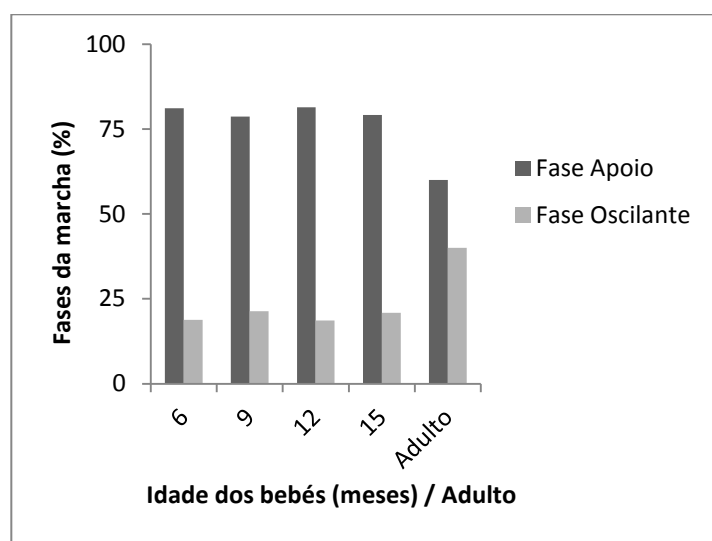


Figura 9 – Percentagem de tempo das fases da marcha: fase de apoio e fase oscilante, nos bebês de 6, 9, 12 e 15 meses, comparativamente com o adulto de referência.

As fases da marcha do bebê variam muito das do adulto, cujos valores de referência são fase de apoio 60% e fase oscilante 40% (Trew, 2002).

Os bebês de 6 meses apresentaram uma média de percentagem de tempo em fase de apoio de 81,15% e 18,85% em fase oscilante. Os de 9 meses 78,64% em fase de apoio e

21,36% em fase oscilante. Os bebês de 12 meses 81,35% em fase de apoio e 18,65% em fase oscilante. Por último, os bebês de 15 meses, a apresentarem 79,14% em fase de apoio e 20,86% em fase oscilante.

Embora não se verifiquem grandes diferenças nas fases da marcha entre os 6 e os 15 meses, dos 6 para os 9 meses existe uma ligeira diminuição da fase de apoio e aumento da fase oscilante, tal como dos 12 para os 15 meses, o que vai de encontro ao estudo de Sutherland et al. (1980), que defendem que a duração da fase oscilante aumenta de forma constante de 32% no primeiro ano de idade para 38% aos 7 anos, embora os valores percentuais dos bebês de um ano analisados, estejam bastante abaixo deste valor. No entanto, dos 9 para os 12 meses, verifica-se uma tendência contrária. Esta deve-se, possivelmente, ao facto de apenas 2 destes 3 bebês terem marcha independente no momento da recolha, bem como à eventualidade de estarem numa transição de fase entre a marcha suportada e a marcha independente (Vereijken & Adolph, 1999).

Deste modo, apenas se pode confirmar parcialmente a H1, uma vez que os parâmetros temporais das fases do ciclo de marcha tendem a aproximar-se dos valores de referência do adulto apenas dos 6 para os 9 e dos 12 para os 15 meses de idade.

A percentagem baixa de duração da fase oscilante, deve-se à falta de estabilidade do membro inferior de suporte (Brenière & Bril, 1998; Sutherland, et al., 1980), sendo que a elevada percentagem da fase de apoio, corresponde a duplo apoio e não ao tempo em apoio unipodal.

2. Atividade eletromiográfica: percentagem de contração e fase relativa

Os valores percentuais dos sinais de EMG dos músculos VI e BF relativos aos 3 ciclos de marcha dos 12 bebês e de um adulto de referência são apresentados na Figura 10. A fase relativa foi calculada para cada par de músculos estudado, conforme descrito na metodologia e representada através de histogramas. Os dados dos histogramas foram agrupados em intervalos de 30°, tal como no estudo de Travassos et al. (2011) : de -180° a -149°, de -150° a -119°, de -120° a -89°, de -90° a -59°, de -60° a -29°, de -30° a -1°, de 0° a 29°, de 30° a 59°, de 60° a 89°, de 90° a 119°, e de 120° a 150°. Valores próximo de -180° ou 180° (em anti-fase) indicam um padrão de inervação recíproca entre os músculos. Valores próximo de 0° (em fase) indicam um padrão de coativação.

Os histogramas da fase relativa para os músculos VI e BF são apresentados na Figura 11.

Para os músculos TA e GE foram adotados procedimentos idênticos, sendo os resultados relativos aos valores percentuais de contração apresentados na Figura 12 e os histogramas da fase relativa apresentados na Figura 13.

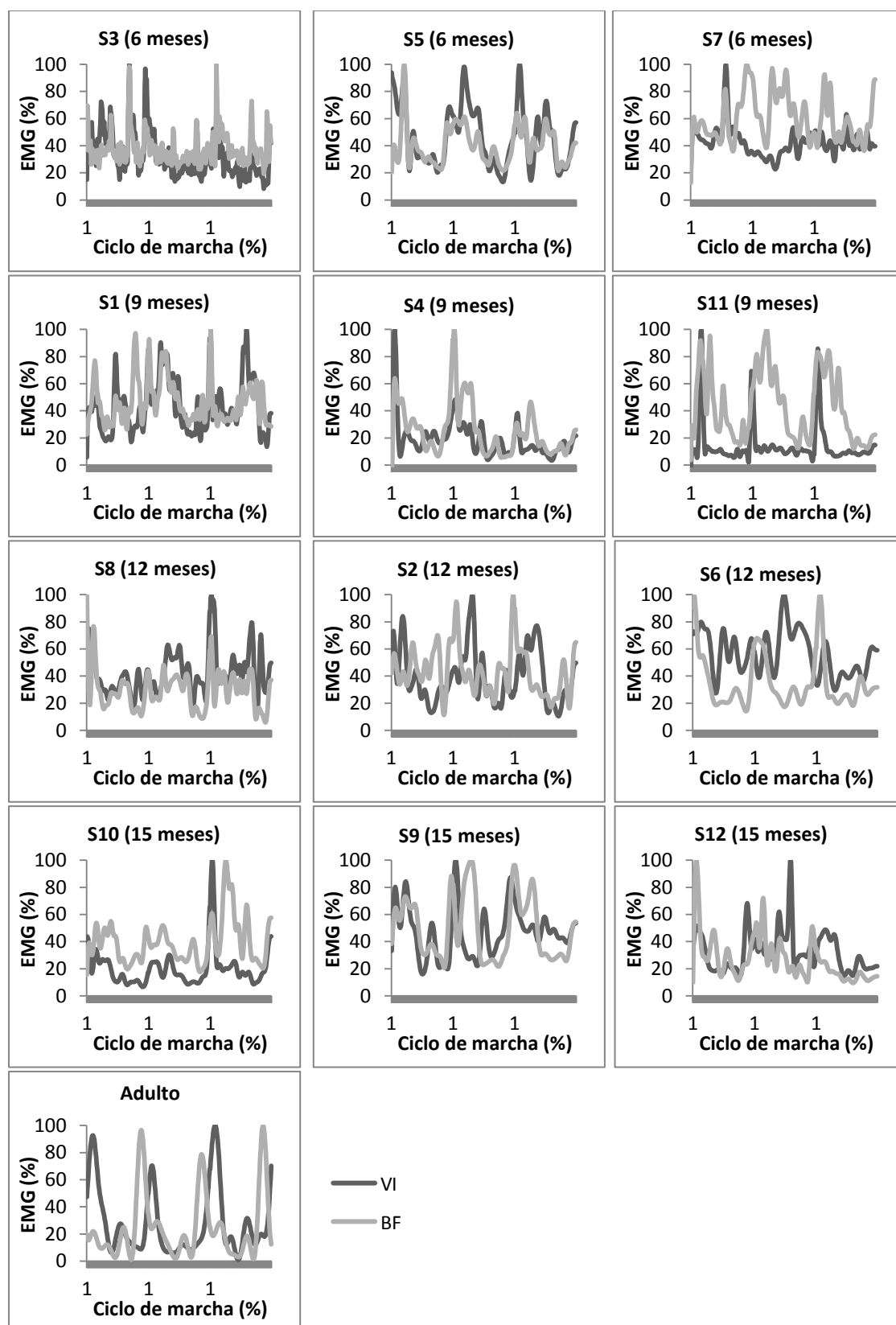


Figura 10 – Sinais EMG retificados e normalizados dos músculos Vasto Interno (VI) e Bicípíte Femural (BF) dos 3 ciclos de marcha dos 12 bebés e de um adulto de referência.

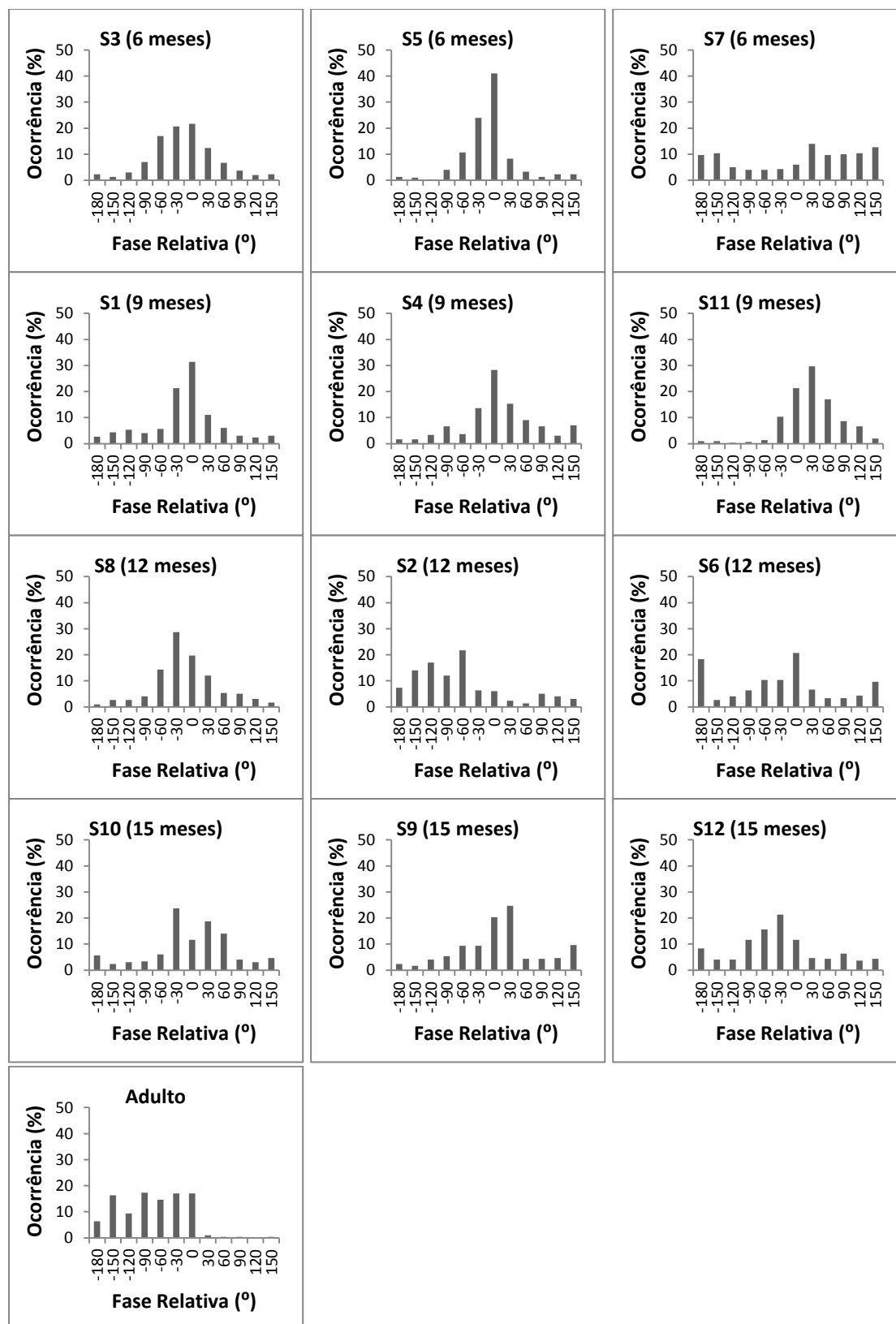


Figura 11 - Histogramas da fase relativa dos sinais de EMGs do VI e BF dos 12 bebês e de um adulto de referência. Valores próximo de -180° ou 180° (em anti-fase) indicam um padrão de inervação recíproca entre os músculos. Valores próximo de 0° (em fase) indicam um padrão de coativação.

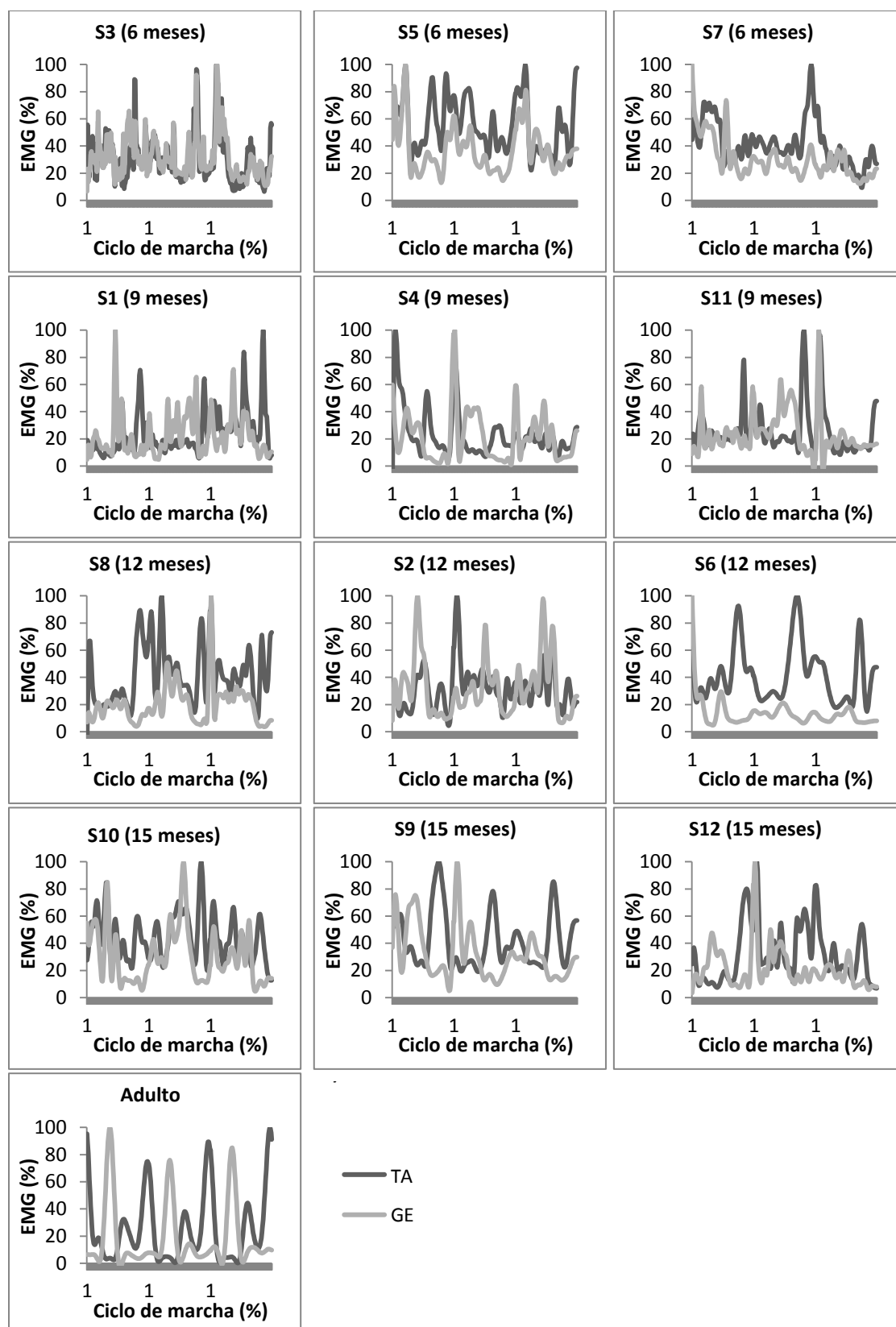


Figura 12 - Sinais EMG retificados e normalizados dos músculos Tibial Anterior (TA) e Gêmeo Externo (GE) dos 3 ciclos de marcha dos 12 bebês e de um adulto de referência

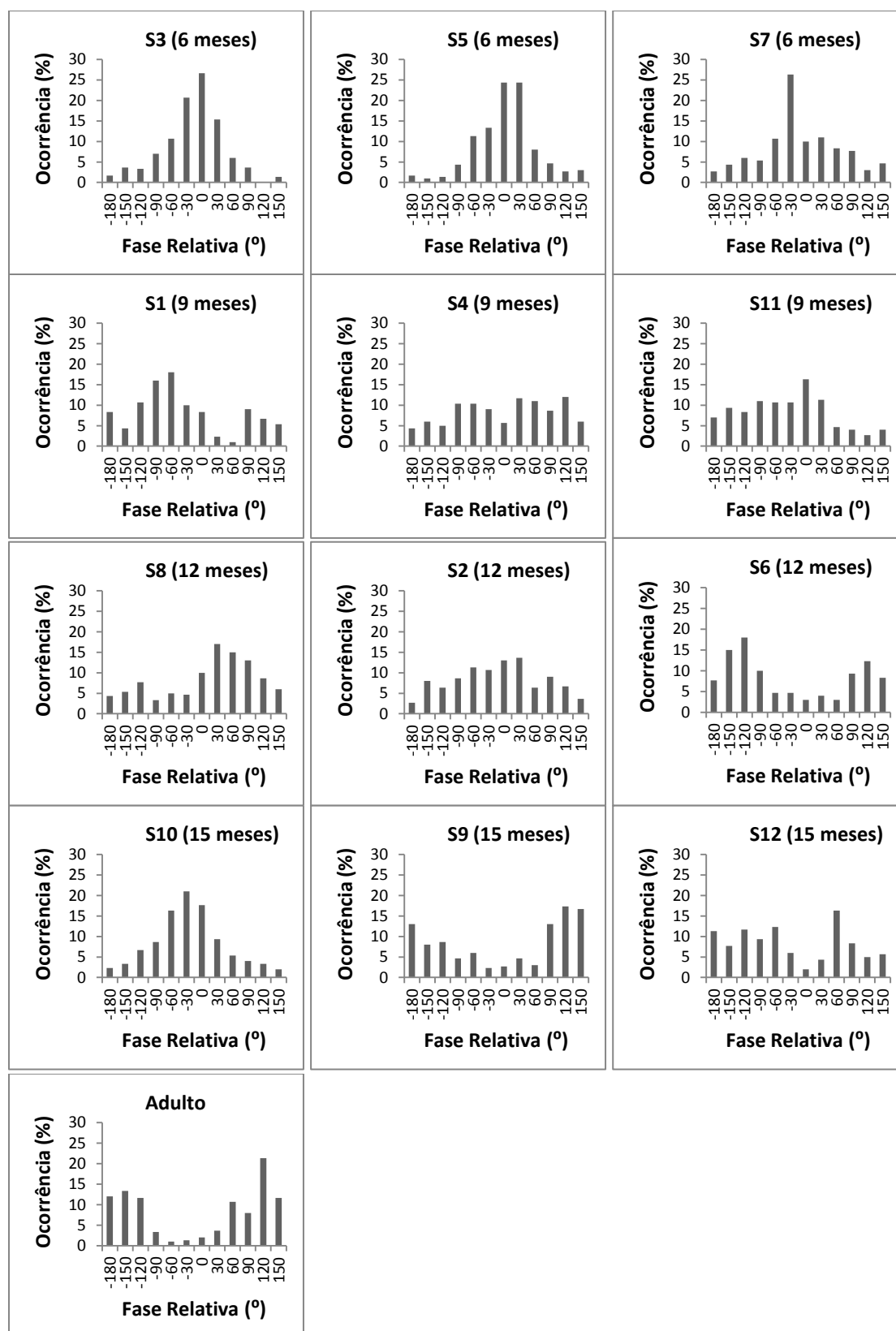


Figura 13 - Histogramas da fase relativa dos sinais de EMGs do TA e GE dos 12 bebês e de um adulto de referência. Valores próximo de -180° ou 180° (em anti-fase) indicam um padrão de inervação recíproca entre os músculos. Valores próximo de 0° (em fase) indicam um padrão de coativação.

Selecionaram-se os pares VI/BF e TA/GE, pois estes são considerados dos quatro maiores músculos do membro inferior, com ação relevante no joelho, tornozelo e pé, superficiais, portanto de fácil acesso, o que facilita a análise da sua atividade. Estes músculos foram utilizados em diversos estudos de análise de marcha em bebês, como no estudo de Bojanic et al. (2011), para quantificar o padrão EMG em crianças com paralisia cerebral.

Relativamente à atividade dos músculos VI e BF (figuras 10 e 11) verifica-se uma grande heterogeneidade entre os bebês em estudo, não se verificando estabilidade nos ciclos de marcha. Os ciclos de marcha perfeitamente identificáveis através dos sinais EMG do adulto, não se encontram definidos nos bebês. No entanto o S11 parece apresentar maior regularidade nos ciclos de marcha.

Entre os 6 e os 9 meses existe maior frequência de padrões de coativação ao longo de todo o ciclo de marcha, com percentagens de ocorrência a atingirem os valores mais elevados em 0° de fase relativa (em fase), tal como se pode verificar no S3, S5, S1 e S4. Aos 12 e 15 meses o padrão de coativação é alternado com o de inervação recíproca, tal como acontece no adulto, confirmando-se a H2.

Estes valores são concordantes com a literatura que refere que em tarefas que envolvam várias articulações, assim como ações dinâmicas da musculatura agonista, como é o caso da marcha, se verifica uma coativação da musculatura da coxa do adulto (Izquierdo et al., 1999; Petersen, et al., 2010).

A atividade excessiva do VI na segunda metade da fase oscilante, observada nos bebês de 12 meses e no S9 e S12 de 15 meses, é indicador de marcha muito instável (K. Okamoto, et al., 1998).

Relativamente à atividade EMG dos músculos TA e GE, e comparativamente aos músculos da coxa, aparentemente não se observa uma discrepância tão grande entre os bebês de 6 meses, em que é evidente um padrão de coativação, confirmado pela análise da divisão de histogramas por tercios, cujos valores de CV aos 6 meses, para o membro inferior, são baixos, evidenciando “estabilidade” no padrão de coativação muscular. Este diminui aos 9 meses, no entanto, na faixa etária dos 15 meses, um dos bebês (S10) apresenta um padrão de coativação bastante acentuado, pouco esperado para a idade, possivelmente devido ao facto de, à data da recolha, realizar marcha autónoma há menos

de 1 mês. O S6, de 12 meses, e o S9, de 15 meses, são os dois bebés com padrões mais evoluídos, ou seja, mais aproximados do padrão do adulto.

De uma forma geral, os resultados confirmam a H3 com a evolução de padrões de coativação destes dois músculos para padrões de inervação recíproca.

O facto do TA estar ativo na fase de apoio, em todas as faixas etárias em estudo (com exceção do adulto), é indicador de padrão de marcha muito instável e imaturo (K. Okamoto, et al., 1998).

A atividade do GE na segunda metade da fase oscilante, comum observar-se 3 meses após aquisição de marcha independente, é visível em praticamente todos os casos, sendo indicador de marcha instável (K. Okamoto, et al., 1998).

Dividindo os histogramas em 3 tercís, sendo o 1º tercil (1T) de -180° a -90°, 2º tercil (2T) de -60° a 30° e 3º tercil (3T) de 60° a 150°, podemos avaliar a percentagem de tempo em que cada par de músculos esteve em coativação (2º tercil). A estatística descritiva por criança e por idades é apresentada nas Tabelas 6 e 7, dos valores de FR dos músculos da coxa e perna, respetivamente.

Tabela 6 – Estatística descritiva: mínimo (Mín), máximo (Máx), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV), dos valores de FR dos músculos da coxa nos 3 tercís (1T, 2T e 3T) para os bebés de 6, 9, 12 e 15 meses de idade.

Coxa	Tercís	N	Mín	Máx	M	DP	CV
6 meses	1T	3	6,67	29,00	16,44	11,42	69,46
	2T	3	28,33	84,00	61,33	29,24	47,68
	3T	3	9,33	42,67	22,22	17,91	80,60
9 meses	1T	3	3,00	16,33	10,89	6,99	64,19
	2T	3	61,00	69,33	64,33	4,41	6,86
	3T	3	14,33	34,33	24,78	10,03	40,48
12 meses	1T	3	10,33	50,33	30,67	20,01	65,24
	2T	3	36,33	74,67	53,00	19,65	37,08
	3T	3	13,33	20,67	16,33	3,84	23,52
15 meses	1T	3	13,33	28,00	18,56	8,19	44,13
	2T	3	53,33	63,67	59,00	5,24	8,88
	3T	3	18,67	25,67	22,44	3,53	15,73

Nota. O adulto de referência apresentou 49,3% dos valores de FR dos músculos da coxa no 1º tercil, 49,7% no segundo tercil e 1,0 % no 3º tercil.

Tabela 7 – Estatística descritiva: mínimo (Mín), máximo (Máx), média (M), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV), dos valores de FR dos músculos da perna nos 3 tercis (1T, 2T e 3T) para os bebês de 6, 9, 12 e 15 meses de idade.

Perna	Tercis	N	Mín	Máx	M	DP	CV
6 meses	1T	3	8,33	18,33	14,11	5,18	36,71
	2T	3	58,00	73,33	68,22	8,85	12,97
	3T	3	11,00	23,67	17,66	6,36	36,01
9 meses	1T	3	25,67	39,33	33,56	7,07	21,07
	2T	3	36,67	49,00	41,44	6,62	15,97
	3T	3	15,33	37,67	25,00	11,46	45,84
12 meses	1T	3	20,67	50,67	32,33	16,07	49,71
	2T	3	16,33	48,67	33,89	16,34	48,21
	3T	3	25,67	42,67	33,78	8,53	25,25
15 meses	1T	3	21,00	40,00	31,78	9,75	30,68
	2T	3	15,67	64,33	34,89	25,89	74,20
	3T	3	14,67	50,00	33,33	17,51	52,53

Nota. O adulto de referência apresentou 40,3% dos valores de FR dos músculos da perna no 1º tercil, 8,0% no segundo tercil e 51,7% no 3º tercil.

Aos 6 e 9 meses, os valores de CV mais elevados observam-se ao nível dos 1T e 3T, mostrando grande variabilidade inter-individual nesta faixa etária no que respeita aos momentos de inervação recíproca dos músculos do membro inferior, durante os três ciclos de marcha analisados. Os valores de CV no 2T para estes dois grupos são mais baixos, o que se traduz numa coativação bem marcada nestas faixas etárias. A coativação foi considerada por Chagas et al. (2005) um dos mecanismos utilizados pelos bebês para diminuição da elevada dimensionalidade de aprender a andar até à emergência da atividade motora coordenada.

Aos 12 meses parece haver novamente um período de irregularidade no padrão de contração muscular, com valores de CV elevados no 1T nos músculos da coxa e nos 1T e 2T nos músculos da perna.

Na faixa etária dos 15 meses, existe igualmente uma grande variabilidade, com valores de CV no 2T (coativação) baixos ao nível da coxa, mas elevados ao nível da perna.

A irregularidade observada aos 12 e 15 meses deve-se à elevada heterogeneidade nos primeiros passos de marcha independente (Cheron, et al., 2001)

A diferença marcada entre os ciclos de marcha nos primeiros tempos e a excessiva coativação, devem-se não só à imaturidade do padrão de marcha, à elevada variabilidade do mesmo e à falta de coordenação articular sincronizada (Forssberg, 1985).

A coativação dos músculos da coxa no padrão de marcha do adulto é considerada normal (Izquierdo, et al., 1999; Petersen, et al., 2010).

Uma vez que o 2T corresponde a padrões de coativação, optou-se por comparar este tercil entre o grupo de crianças mais novas (6 e 9 meses) e crianças mais velhas (12 e 15) no sentido de se avaliar a existência de diferenças entre estes dois grupos. Apesar do grupo de crianças mais novas apresentar maiores frequências de fase relativa no 2º tercil que o grupo de crianças mais velhas, tanto para os músculos da coxa (mais novas: $M=62.83$, $DP=18.77$; mais velhas: $M=56.00$, $DP=13.27$) como para os músculos da perna (mais novas: $M=54.83$, $DP=16.24$; mais velhas: $M=34.39$, $DP=9.37$), na presente amostra essas diferenças não se revelaram significativas para os músculos da coxa ($t(10)=.73$, $p=.483$) nem para os músculos da perna ($t(10)=1.98$, $p=.076$). Deve-se possivelmente ao facto dos grupos por faixa etária serem reduzidos ($n=3$) e pouco representativos para a variabilidade existente nestas idades.

3. Análise cinemática: amplitude de movimento no plano sagital das articulações do joelho e tornozelo

Através do sistema de análise de movimento *SIMI* foi feito o registo do movimento das articulações do joelho e tornozelo dos 3 ciclos de marcha dos 12 bebés e do adulto de referência (Figura 14).

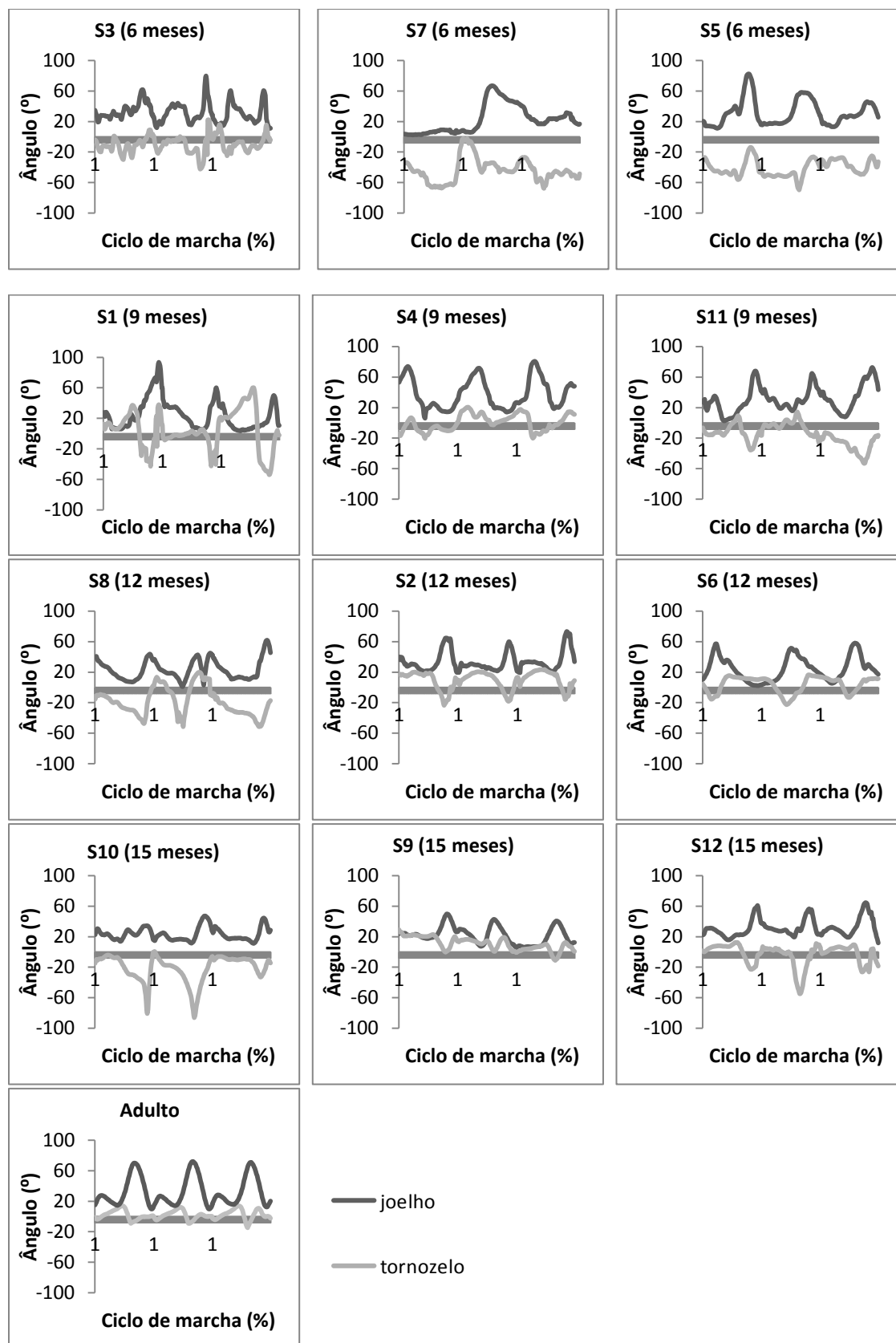


Figura 14- Movimento das articulações do joelho e tornozelo no plano sagital de três ciclos de marcha dos 12 bebês e do adulto de referência.

Através da observação dos gráficos representativos do movimento das articulações do tornozelo e joelho no plano sagital, pode-se verificar maior consistência nos movimentos articulares ao longo do desenvolvimento.

Aos 6 meses observam-se diversos picos de flexão do joelho bem como de flexão plantar e dorsal do tornozelo, que parecem diminuir com a idade, sobretudo ao nível do joelho.

Segundo Thelen (1986), a passadeira promove o desencadear de passos menos sincronizados e mais parecidos com os do adulto. Embora não se verifique em todos os casos, de uma forma geral, a partir dos 9 meses, começa a verificar-se a ocorrência de padrões de movimento do joelho e tornozelo mais previsíveis, como é o caso dos S4 (9 meses), S11 (9 meses), S2 (12 meses), S6 (12 meses) e S9 (15 meses), aproximando-se do padrão de movimento do adulto.

Os resultados sugerem que o controlo motor se desenvolve das articulações proximais para as distais (McGraw, 1945). Apesar da sua variabilidade e das diferenças temporais, o padrão de movimento do joelho dos bebés é muito semelhante ao do adulto com um padrão de marcha normal, embora com maior flexão. Comparativamente com o adulto, verifica-se um aumento da flexão do joelho na fase de apoio observada nas faixas etárias em estudo, que vai diminuindo com idade. Isto deve-se a uma estratégia de ganho de equilíbrio pela aproximação do centro de gravidade ao solo e está condicionado pelo padrão de maior flexão da anca (não avaliado). A extensão completa da anca só aparece mais tarde, pelo que nestas idades persiste um padrão de maior flexão do joelho (T. Okamoto, et al., 2003).

Por outro lado, ao nível do tornozelo o padrão não é semelhante. De acordo com os nossos resultados, podemos verificar que os bebé mais novos (6 e 9 meses) utilizaram a parte anterior do pé para fazer o contacto inicial ao solo (flexão plantar). Alguns dos bebés de 12 meses (S2 e S6) começaram já a utilizar o calcanhar no contacto inicial ao solo, embora tenham apresentado flexão dorsal exagerada que parece diminuir aos 15 meses. Estes resultados, embora com uma amostra reduzida, vão de encontro ao que Okamoto et al. (2003) verificaram no seu estudo de caso, ou seja, que até 4 semanas após aquisição de marcha independente o pé normalmente entra em contacto com o solo com a parte da anterior ou média contudo, ocasionalmente, é o calcanhar que faz o contacto

inicial. Verifica-se também uma flexão dorsal exagerada na fase oscilante, devida à excessiva ativação concêntrica do TA.

Relativamente às amplitudes articulares observadas nos 3 ciclos selecionados para os bebés de 12 meses, estas não diferem muito dos valores referidos na literatura: flexão/extensão do joelho 0°-60°, flexão dorsal 0°-20°, flexão plantar 0° a -20°, (Sutherland, et al., 1980), embora não seja consistente nos 3 casos. O S8 continua a ter um padrão de marcha predominantemente em bicos de pés, possivelmente devido ao facto de ser o único bebé de 12 meses que ainda não realizava marcha independente no momento da recolha.

Os picos nas amplitudes articulares tanto do joelho como do tornozelo, que vão diminuindo a partir dos 12 meses, atribuem-se à heterogeneidade dos primeiros passos e à fraca reprodutibilidade dos mesmos nos primeiros tempos (Cheron, et al., 2001). Para além deste fator, embora todas as recolhas tenham sido feitas com marcha suportada, estabilizando o tronco superior (Kubo & Ulrich, 2006), a orientação da cabeça no espaço aos 9 meses ainda apresenta oscilações de estabilidade/ controle postural, que tendem a evoluir ao longo do desenvolvimento. A estabilidade do tronco e bacia também é ainda instável relativamente à força da gravidade. Após cerca de 3 semanas de marcha independente, tal como acontece em dois dos bebés de 15 meses (S9 e S12), os bebés desenvolvem um padrão de coordenação semelhante ao do adulto, com aumento da estabilidade do tronco, repercutindo-se na coordenação inter-segmentar do membro inferior durante a progressão na marcha (Cheron, et al., 2001). A coordenação articular sincronizada é menos marcada nesta fase. Verifica-se uma maturação gradual do padrão de marcha ao longo de todo o período de marcha suportada (Forssberg, 1985).

Confirma-se assim a H4, uma vez que os padrões de movimento do joelho, tornozelo e pé apresentam características que se vão aproximando das amplitudes articulares de referência do padrão de marcha do adulto.

4. Análise da entropia

Com o objetivo de avaliar as diferenças na previsibilidade das séries temporais da fase relativa dos músculos da perna e dos músculos da coxa entre as crianças mais novas (6 e

9 meses) e as crianças mais velhas (12 e 15 meses), foi calculada a entropia amostral da fase relativa nestes dois grupos de crianças. Uma vez que a distribuição dos valores da entropia amostral dos dois pares de músculos apresentavam uma distribuição normal, foram realizados testes *t* para amostras independentes para comparar os valores de entropia de cada par de músculos entre as crianças mais novas e as crianças mais velhas. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ao nível da entropia da fase relativa dos músculos da perna, TA e GE, com as crianças mais novas a apresentarem valores de entropia superiores ($M=0,14$; $DP=0,46$) aos das crianças mais velhas ($M=0,08$; $DP=0,03$) ($t(10)=2,46$, $p=0,034$). O valor de entropia obtido para a fase relativa dos músculos da perna no adulto de referência foi 0,06). Para os músculos da coxa, VI e BF, não se verificaram diferenças entre os dois grupos de idades (crianças mais novas: $M=0,10$; $DP=0,04$; crianças mais velhas $M=0,09$; $DP=0,03$) ($t(10)=0,49$, $p=0,637$). O valor para o adulto de referência foi 0,15.

Os valores de entropia para a análise cinemática do joelho e do tornozelo também não são diferentes nos dois grupos e não são muito diferentes dos valores do adulto de referência, principalmente no joelho.

A entropia da trajetória do joelho apresentou valores semelhantes no grupo de crianças mais novas ($M=0,24$; $DP=0,15$) e mais velhas ($M=0,24$; $DP=0,02$) ($t(5)=0,67$, $p=0,949$). O valor para o adulto de referência foi 0,24.

As diferenças no valor da entropia da trajetória do tornozelo no grupo de crianças mais novas ($M=0,31$; $DP=0,14$) e mais velhas ($M=0,20$; $DP=0,07$) não foram significativas ($t(10)=1.87$, $p=0,091$). O valor para o adulto de referência foi 0,26.

Mais uma vez, estes resultados justificam-se pela elevada à variabilidade no desenvolvimento motor existente nestas faixas etárias, com grandes variações por grupo etário no que respeita à idade de aquisição desta mesma competência motora.

Segundo Thelen (1986), muitas das competências prévias à aquisição da marcha autónoma vão surgindo bastante tempo antes. A combinação entre controlo postural e desenvolvimento da força muscular são cruciais.

Os resultados sugerem diversas estratégias neuromusculares a que os bebés recorrem, no sentido de explorarem as suas competências, na presença de modificações constantes nas propriedades antropométricas durante a emergência da marcha autónoma.

5. Velocidade da passadeira

Tal como referido anteriormente, os dados foram recolhidos a duas velocidades, 0,1 e 0,2 m/s. No entanto, apenas se apresentaram os dados recolhidos na velocidade 2 (0,2 m/s) devido a questões metodológicas (pelo facto de numa das recolhas ter havido uma falha e a velocidade 1, 0,1 m/s, não ter ficado gravada) e pelo facto da velocidade 2 (0,2 m/s) ser a mais confortável para os bebés, o que vai de encontro à literatura sobre esta temática.

Para além disso, numa análise inicial com *teste t* para amostras emparelhadas, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre as duas velocidades, quando analisadas:

- a) A entropia da fase relativa da atividade EMG dos músculos da coxa ($t(10) = .99$, $p = .346$);
- b) A entropia da fase relativa da atividade EMG dos músculos da perna ($t(10) = .41$, $p = .688$);
- c) A entropia das amplitudes articulares do joelho ($t(10) = -1.17$, $p = .268$);
- d) A entropia das amplitudes articulares do joelho ($t(10) = .25$, $p = .808$).

No presente estudo a velocidade da passadeira não parece influenciar a entropia da fase relativa da atividade EMG dos músculos do membro inferior nem a entropia das amplitudes articulares do joelho e tornozelo, refutando a H5.

Nos estudos realizados sobre marcha em bebés, com recurso à utilização de passadeira, os autores defendem que a velocidade de 0,2 m/s parece ser a mais indicada para desencadear a marcha em bebés (Schlittler, et al., 2010). Velocidades mais rápidas, resultam num aumento do número de passos (Thelen & Ulrich, 1991), não tendo sido encontrada relação entre esta e a atividade muscular e amplitudes articulares do membro inferior nestas faixas etárias, o que vai de encontro aos resultados obtidos.

6. Limitações do estudo e considerações futuras

Tal como referido anteriormente, verificaram-se alguns constrangimentos inerentes à avaliação da marcha em bebés, nomeadamente: a presença de um elevado número de fios da PLUX da EMGs; o facto de os eléktodos de EMGs terem de ser fixos com *tape*, o que tornou dolorosa não só a descolagem dos eléktodos como a do *tape*; a ocorrência frequente de descuidos dos bebés no laboratório, pelo facto das recolhas terem sido realizadas sem fralda; e a perda de marcadores refletos durante as recolhas, por se descolarem facilmente como o movimento do bebé.

Na eventual reprodução de um estudo desta natureza, será de considerar os aspetos supra-citados, assim como a realização de um estudo longitudinal, com avaliação dos mesmos parâmetros ao longo do desenvolvimento do padrão de marcha, iniciando-se esta análise mais cedo, desde o reflexo de marcha até aos 7 anos, idade em que a criança atinge a marcha matura, no sentido de se perceber as transições entre marcos locomotores e os processos de mudança de estados (Vereijken & Adolph, 1999).

Recomenda-se alargar a dimensão da amostra, que no presente estudo poderá ter sido considerada reduzido (validade externa comprometida) no sentido de uma real representatividade da população e possibilidade de generalização de resultados, principalmente devido à variabilidade inter-individual presente nestas fases de desenvolvimento.

Uma análise numa perspetiva mais funcional poderá representar melhor a realidade, nomeadamente através da utilização de pelo menos três câmaras de vídeo com possibilidade de avaliação dos dois membros inferiores, relativamente ao padrão de marcha, coordenação inter-segmentar, assimetrias, bem como a extração de outras variáveis importantes na caracterização da marcha, tais como largura da passada e cadência, duração dos ciclos e das suas fases principais

O aumento do número dos ciclos de marcha a avaliar, nos bebés acima dos 6 meses, poderá ser pertinente numa melhor representação do padrão de marcha, cujos ciclos são tão heterogéneos entre si.

Dada a variabilidade inter-individual existente nestas faixas etárias, a utilização de uma escala de desenvolvimento motor, p.e., a *Alberta Infant Motor Scale*, possibilitaria uma melhor avaliação do desenvolvimento motor do bebé desde o nascimento até aos 18 meses, idade em que já existe marcha independente, através da descrição da sequência de

desenvolvimento do controlo postural relativamente às diferentes posturas, podendo servir como referência para uma melhor caracterização da amostra.

V – CONCLUSÕES

Este estudo pretendeu descrever o padrão de coordenação inter-muscular entre os músculos da coxa (VI-BF) e os músculos da perna (TA-GE), assim como o padrão de movimento das articulações do joelho e tornozelo, durante a marcha suportada de bebés entre os 6 e os 16 meses, sob a perspectiva da Teoria dos Sistemas Dinâmicos.

O reduzido número de estudos sobre esta temática, com estas faixas etárias, principalmente no que respeita aos padrões de coordenação muscular do membro inferior, fez com que, na sequência de um levantamento de outras investigações sobre estudos de marcha em bebés e crianças, nomeadamente em crianças com atrasos de desenvolvimento, surgisse a necessidade e o interesse em encontrar formas que pudessem descrever melhor este padrão em bebés.

Uma melhor compreensão do desenvolvimento do padrão de marcha, pode tornar-se útil no despiste e diagnóstico precoce de alterações no desenvolvimento que afetem a marcha.

Os resultados obtidos necessitam de ser confirmados com uma amostra de maior dimensão, uma vez que nos 12 bebés avaliados, a variabilidade inter-individual foi evidente mesmo dentro de cada faixa etária, no entanto destacam-se as principais conclusões deste estudo:

- Dos 6 para os 9 e dos 12 para os 15 meses de idade, verifica-se uma diminuição da fase de apoio e aumento da fase oscilante, aproximando-se gradualmente do padrão do adulto. Dos 9 para os 12 meses verifica-se uma tendência contrária;
- Verifica-se grande heterogeneidade na atividade dos músculos da coxa, VI e BF, entre os bebés em estudo, com padrões mais marcados de coativação nos bebés mais novos (6 e 9 meses), com tendência a evoluir para padrões alternados entre coativação e inervação recíproca a partir dos 12 meses, tal como se verifica no adulto;
- Não se verifica uma tendência dos valores de coeficiente de variação da fase relativa se aproximarem dos valores de referência do adulto, ao longo do desenvolvimento nas faixas etárias em estudo, o que reflete a grande variabilidade de comportamento nestas idades.

- Existe menor discrepância na atividade dos músculos TA e GE, em relação aos músculos da coxa. Nestes músculos, o padrão de atividade muscular da perna aos 6 meses é marcado pela coativação, que vai diminuindo ao longo do tempo, começando a assemelhar-se ao padrão do adulto a partir dos 12 meses, embora não seja evidente em todos os sujeitos;
- O padrão de marcha nas faixas etárias estudadas é considerado instável e muito instável, devido aos padrões específicos de atividade muscular do membro inferior;
- Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ao nível do 2T (coativação) dos músculos da coxa e da perna, entre crianças mais novas e mais velhas;
- O padrão de movimento das articulações do joelho e tornozelo difere do do adulto, principalmente ao nível do tornozelo;
- Verifica-se um aumento da flexão do joelho e, no tornozelo, nos bebês mais novos um aumento da flexão plantar e dorsal, que tendem a aproximar-se dos valores do adulto ao longo do desenvolvimento;
- Existem diferenças estatisticamente significativas ao nível da entropia da fase relativa dos músculos da perna, TA e GE, com as crianças mais novas a apresentarem valores superiores;
- A velocidade da passadeira não parece influenciar a entropia da fase relativa da atividade EMG dos músculos da coxa e perna, nem a entropia das amplitudes articulares do joelho.

VI – REFERÊNCIAS

- Adolph, K., & Robinson, S. (in press). The road to walking: what learning to walk tell us about development. In P. Zelazo (Ed.), *Oxford handbook of developmental psychology*. NY: Oxford University Press.
- Assaiante, C., Woollacott, M., & Amblard, B. (2000). Development of postural adjustment during gait initiation: kinematic and EMG analysis. *J Mot Behav*, 32(3), 211-226.
- Benedetti, M. G., Agostini, V., D'Apote, G., & Knaflitz, M. (2010). Physiological electromyographic activations patterns of lower limb muscle in children. *The Open Rehabilitation Journal*, 3, 132-135.
- Bodkin, A. W., Baxter, R. S., & Heriza, C. B. (2003). Treadmill training for an infant born preterm with a grade III intraventricular hemorrhage. *Phys Ther*, 83(12), 1107-1118.
- Bojanic, D. M., Petrovacki-Balj, B. D., Jorgovanovic, N. D., & Ilic, V. R. (2011). Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy. *Journal of neuroscience methods*, 198, 325-331.
- Brenière, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp Brain Res*, 121, 255-262.
- Bril, B., & Breniere, Y. (1993). Posture and independent locomotion in early childhood: Learning to walk or learning dynamic postural control? *The Development of Coordination in Infancy* (In G.J.P. Savelsbergh ed.). Amsterdam: North-Holland.
- Chagas, P. S. C., Mancini, M. C., Fonseca, S. T., Soares, T. B. C., Gomes, V. P. D., & Sampaio, R. F. (2006). Neuromuscular mechanisms and anthropometric modifications in the initial stages of independent gait. *Gait and Posture*, 24, 375-381.
- Cheron, G., Bouilliot, E., Dan, B., Bengoetxea, A., Draye, J. P., & Lacquaniti, F. (2001). Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp Brain Res*, 137, 455-466.
- Clark, J. E., & Phillips, S. J. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Development*, 64, 1143-1157.
- Clearfield, M. W. (2011). Learning to walk changes infants' social interactions. *Infant behavior & development*, 34, 15-25.
- Cole, W., Lingeman, J., & Adolph, K. (2012). Go naked: diapers affect infant walking. *Developmental Science*, 15(6), 783-790.
- Dominici, N., Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cichese, M., et al. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science*, 334, 997-999.
- Dong, W., Wang, R., & Zhang, Z. (2011). Exploring human rhythmic gait movement in the role of cerebral cortex signal. *Appl. Math. Mech.-Engl.*, 32(2), 223-230.
- Esperança Pina, J. A. (1999). Miologia do membro inferior. In LIDEL (Ed.), *Anatomia humana da locomoção* (LIDEL ed., pp. 201-234). Lisboa.
- Forssberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res*, 57, 480-493.
- Gabbard, C. (1996). Early movement behavior *Lifelong motor development* (pp. 238-247). Madison: Brown & Benchmark.
- Gallahue, D., & Ozmun, J. (2005). *Compreendendo o desenvolvimento motor. Bebês, crianças, adolescentes e adultos*. São Paulo: Phorte.
- Gershkoff-Stowe, L., & Thelen, E. (2004). U-Shaped changes in behavior: a dynamic systems perspective. *Journal of cognition and development*, 5(1), 11-36.

- Heriza, C. (1991). Implications of a dynamical systems approach to understanding infant kicking behavior. *Phys Ther*, 71, 222-235.
- Horton, J. F., Lindsay, D. M., & B.R., M. (2001). Abdominal muscle activation of elite male golfers with chronic low back pain. *Med Sci Sports Exerc*, 33(10), 1647-1654.
- Izquierdo, M., Ibañez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zúñiga, A., Antón, A., et al. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand*, 167, 57-68.
- Kamm, K., Thelen, E., & Jensen, J. L. (1990). A dynamical systems approach to motor development. *Phys Ther*, 70(12), 763-775.
- Karr, C. J., Rivara, F. P., & Cummings, P. (2005). Severe injury among Hispanic and non-Hispanic white children in Washington state. *Public Health Rep*, 120(1), 19-24.
- Kubo, M., & Ulrich, B. (2006). A biomechanical analysis of the "high guard" position of arms during walking in toddlers. *Infant behavior & development*, 29, 509-517.
- McGraw, M. B. (1945). *The neuromuscular maturation of the human infant*. New York: Hafner Press.
- Mutlu, A., Krosschell, K., & Spira, D. G. (2009). Treadmill training with partial body-weight support in children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*, 51(4), 268-275.
- Okamoto, K., Okamoto, T., Andrew, P. D., & Ogawa, R. (1998). An index of gait instability based on electromyographic findings during the development of gait. *J Phys Ther Sci*, 10, 61-71.
- Okamoto, T., Okamoto, K., & Andrew, P. D. (2003). Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture*, 17(1), 18-27.
- Palut, Y., & Zanone, P. G. (2005). A dynamical analysis of tennis: concepts and data. *Journal of sports sciences*, 23(10), 1021-1032.
- Petersen, T. H., Kliim-Due, M., Farmer, S. F., & Nielsen, J. B. (2010). Childhood development of common drive to a human leg muscle during ankle dorsiflexion and gait. *J Physiol*, 588(Pt 22), 4387-4400.
- Pezarat-Correia, P., & Santos, P. M. H. (2004). Introdução. In P. P. Correia & P. Mil-Homens (Eds.), *A eletromiografia no estudo do movimento humano* (pp. 13-21). Cruz Quebrada: FMH.
- Pietraszewski, B., Winiarski, S., & Jaroszczuk, S. (2012). Three-dimensional human gait pattern - reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(3).
- Pollack-Nelson, C., & Drago, D. A. (2002). Supervision of children aged two through six years. *Inj Control Saf Promot*, 9(2), 121-126.
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 278, 2039-2049.
- Schlittler, D., Lopes, T., Raniero, E., & Barela, J. (2011). Treadmill training effects on walking acquisition and motor development in infants at risk of developmental delay. *Rev Paul Pediatr*, 29(1), 91-99.
- Schlittler, D., Sanches, M., Carvalho, R., & Barela, J. (2010). Ideal treadmill speed to stimulate stepping in infants. *Rev Bras Fisioter.*, 14(6), 483-490.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). A life span perspective of mobility. In M. Biblis (Ed.), *Motor Control theory and practical applications* (pp. 338-367). Baltimore, Maryland USA.

- Smith, L., & Thelen, E. (2003). Development as a dynamic system. *TRENDS in cognitive sciences*, 7(8), 343-348.
- Sundermier, L., Woollacott, M., Roncevalles, N., & Jensen, J. (2001). The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res*, 136(3), 340-350.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*, 6, 163-170.
- Sutherland, D., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. (1980). The development of mature gait. *The journal of bone and joint surgery*, 62, 336-353.
- Thelen, E. (1986). Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. *Child Dev*, 57(6), 1498-1506.
- Thelen, E. (2000). Many Roads Lead to Rome: Locomotion and Dynamics. *Infancy*, 1(2), 221-224.
- Thelen, E. (2005). Dynamic systems theory and the complexity of change. *Psychoanalytic Dialogues*, 15(2), 255-283.
- Thelen, E., & Bates, E. (2003). Connectionism and dynamic systems: are they really different? *Developmental Science*, 6(4), 378-391.
- Thelen, E., Fisher, D., & Ridley-Johnson, R. (2002). The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behaviour & Development*, 25, 72-85
- Thelen, E., & Ulrich, B. D. (1991). Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monogr Soc Res Child Dev*, 56(1), 1-98; discussion 99-104.
- Travassos, B., Araújo, D., Duarte, R., & McGarry, T. (2011). Spatiotemporal coordination behaviors in futsal (indoor football) are guided by informational game constraints (in press). *Human Movement Science*.
- Trew, M. (2002). Function of the lower limb. *Gait analysis. An introduction* (3rd ed.). Oxford: Butterworth Heinemann.
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., Collier, D. H., & Cole, E. L. (1995). Developmental shifts in the ability of infants with Down syndrome to produce treadmill steps. *Phys Ther*, 75(1), 14-23.
- Ulrich, D. A., Ulrich, B. D., Angulo-Kinzler, R. M., & Yun, J. (2001). Treadmill training of infants with Down syndrome: evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics*, 108(5), E84.
- Utley, A., & Astill, S. (2008). Section M - Motor development. In T. Francis (Ed.), *Motor control, learning and development* (pp. 190-213). New York.
- Van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J. Biomechanics*, 29(9), 1175-1184.
- Vereijken, B., & Adolph, K. E. (1999). Transitions in the development of locomotion. [Proceedings paper]. *Nonlinear developmental processes*, 137-149.
- Vereijken, B., Pedersen, A. V., & Storksen, J. H. (2009). Early independent walking: a longitudinal study of load perturbation effects. *Dev Psychobiol*, 51, 374-383.
- Vereijken, B., & Thelen, E. (1997). Training infant treadmill stepping: the role of individual pattern stability. *Dev Psychobiol*, 30(2), 89-102.
- White, M. W. (2002). Normal gait *Gait analysis. An introduction* (3rd ed.). Oxford: Butterworth Heinemann.
- Yamashita, H., Okamoto, K., Okamoto, T., Andrew, P. D., & Ogawa, R. (1999). Application of an electromyographic index of gait instability to developmental process of supported walking in normal neonates and infants. *J Phys Ther Sci*, 11, 1-10.

- Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of biomedical Engineering*, 41(2), 349-365.
- Zelazo, P. R., Zelazo, N. A., & Kolb, S. (1972). "Walking" in the newborn. *Science*, 176(32), 314-315.

ANEXO 1 – Ficha de caracterização do bebé



Estudo sobre a análise do padrão de marcha do bebé



Ficha de caracterização do bebé

Nome: _____

Data Nascimento: ____/____/____ Idade (meses): _____ Peso: _____ Altura: _____

Tempo de gestação: _____

Índice de APGAR: _____

Número de irmãos: _____ Idades: _____

Creche que frequenta: _____

Idade em que entrou para a creche: _____

Atividades extra-curriculares (p.e.: natação para bebés): _____

Dia em que começou a sentar-se sozinho(a): _____

Dia em que começou a gatinhar: _____

Dia em que começou a andar a andar apoiado: _____

Dia em que começou a andar sozinho: _____

Encarregado de Educação: _____

Contacto: _____



ANEXO 2 – Consentimento informado



Informação para o Encarregado de Educação

Exm^{o/a} Senhor (a) Encarregado de Educação,

Eu, Inês da Cunha Lopes da Costa Moreira, na qualidade de mestrande em Desenvolvimento da Criança na variante de Desenvolvimento Motor, pela Faculdade de Motricidade Humana (FMH), e orientada pela Professora Doutora Rita Cordovil venho, por este meio, solicitar a vossa participação no nosso estudo intitulado “**Análise do padrão de marcha do bebé**”.

O principal objetivo do trabalho é analisar o padrão de marcha do bebé com base na atividade muscular e no movimento dos membros inferiores, pretendendo-se verificar se existem alterações neste padrão ao longo do tempo.

Solicitamos assim a autorização para a avaliação do padrão de marcha do seu educando.

Caso autorize o seu educando a participar neste estudo, a recolha de dados consistirá na colocação do bebé numa passadeira rolante, onde será desencadeada a marcha (os bebés que ainda não realizam marcha autónoma, serão suportados pelo adulto; os que já adquiriram marcha autónoma, serão apenas orientados pelo adulto) e onde serão registados tanto o padrão de movimento dos membros inferiores, através de filmagem, como a atividade muscular dos mesmos, através da análise eletromiográfica (consiste na colocação de elétrodos autocolantes nas regiões musculares a serem estudadas).

Todos os dados recolhidos são confidenciais e destinam-se única e exclusivamente ao estudo em questão. No entanto, as imagens recolhidas poderão ser utilizadas para efeitos de divulgação do estudo se o encarregado de educação o autorizar.



Se concordar com a participação do seu educando, por favor assine e devolva o consentimento informado que se encontra na página seguinte, o duplicado deverá ficar consigo.

Agradecendo a sua atenção, deixamos os contactos da aluna para possíveis esclarecimentos:

Telefone: 915947677

Email: inescostamoreira@gmail.com

A Aluna



Consentimento Informado

(cópia para a Aluna)

Eu _____,

autorizo que o meu filho(a) _____

participe no estudo “Análise do padrão de marcha do bebé”, realizado pela aluna Inês Moreira, e orientado pela Professora Doutora Rita Cordovil.

A recolha de dados consistirá na medição de alguns parâmetros antropométricos do bebé (altura e peso), e na colocação do bebé numa passadeira rolante, onde será desencadeada a marcha (os bebés que ainda não realizam marcha autónoma, serão suportados pelo adulto; os que já adquiriram marcha autónoma, serão apenas orientados pelo adulto) e onde serão registados tanto o padrão de movimento dos membros inferiores, através de filmagem, como a atividade muscular dos mesmos, através da análise eletromiográfica (consiste na colocação de elétrodos autocolantes nas regiões musculares a serem estudadas).

Os procedimentos a adotar não apresentam qualquer risco de lesão ou dano.

Todos os dados recolhidos são confidenciais e destinam-se única e exclusivamente ao estudo em questão. No entanto, **caso eu o autorize**, as imagens recolhidas poderão ser utilizadas para efeitos de divulgação do estudo.



Por favor risque a opção que não interessa:

Autorizo / Não autorizo o meu educando a participar no estudo.

Autorizo / Não autorizo que as imagens recolhidas sejam utilizadas para fins de divulgação do estudo.

Lisboa,

Assinatura do Encarregado de Educação

Assinatura da Aluna



Consentimento Informado

(cópia para o Encarregado de Educação)

Eu _____,

autorizo que o meu filho(a) _____

participe no estudo “Análise do padrão de marcha do bebé”, realizado pela aluna Inês Moreira, e orientado pela Professora Doutora Rita Cordovil.

A recolha de dados consistirá na medição de alguns parâmetros antropométricos do bebé (altura e peso), e na colocação do bebé numa passadeira rolante, onde será desencadeada a marcha (os bebés que ainda não realizam marcha autónoma, serão suportados pelo adulto; os que já adquiriram marcha autónoma, serão apenas orientados pelo adulto) e onde serão registados tanto o padrão de movimento dos membros inferiores, através de filmagem, como a atividade muscular dos mesmos, através da análise eletromiográfica (consiste na colocação de elétrodos autocolantes nas regiões musculares a serem estudadas).

Os procedimentos a adotar não apresentam qualquer risco de lesão ou dano.

Todos os dados recolhidos são confidenciais e destinam-se única e exclusivamente ao estudo em questão. No entanto, **caso eu o autorize**, as imagens recolhidas poderão ser utilizadas para efeitos de divulgação do estudo.



Por favor risque a opção que não interessa:

Autorizo / Não autorizo o meu educando a participar no estudo.

Autorizo / Não autorizo que as imagens recolhidas sejam utilizadas para fins de divulgação do estudo.

Lisboa,

Assinatura do Encarregado de Educação

Assinatura da Aluna
